

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROCEDIMENTOS DE ENSAIO DE SEGURANÇA E**  
**FUNCIONALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**

**EDILEUSA BERNES**

**FLORIANÓPOLIS**

**1998**

**EDILEUSA BERNES**

**PROCEDIMENTOS DE ENSAIO DE SEGURANÇA E  
FUNCIONALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**

**DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA PARA A  
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA**

**FLORIANÓPOLIS**

**1998**

**EDILEUSA BERNES**

**PROCEDIMENTOS DE ENSAIO DE SEGURANÇA E  
FUNCIONALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**

**Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de  
Mestre, especialidade em Engenharia Elétrica e aprovada em sua  
forma final pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica**

**Prof. RENATO GARCIA OJEDA, Dr.**

**Orientador**

**Prof. ADRIANO RAIZER, Dr. INPG**

**Coordenador da Pós-graduação Eng. Elétrica**

**Banca Examinadora:**

**PROF. RENATO GARCIA OJEDA, Dr. (Presidente)**

**PROF. FERNANDO MENDES DE AZEVEDO, Dr.**

**PROF. RAIMES MORAES, Dr.**

## DEDICATÓRIA

*A Deus, à minha família,  
em especial à minha mãe  
Florentina, minhas irmãs  
Vanessa e Ane, a meu pai  
José( in memoriun) e ao Caco.*

## AGRADECIMENTOS

À minha mãe, pela base que trago, a minha irmã Vanessa pela paciência, compreensão e amizade.

Ao Carlos G. Esperança, meu namorado, pela paciência, tolerância, colaboração e carinho, principalmente nos últimos meses de desenvolvimento deste trabalho.

A todos amigos do GPEB.

Aos amigos e colegas de mestrado pela amizade e companheirismo durante a realização dos créditos no decorrer do curso, em especial à turma iniciante em março de 1996, dentre eles Vamp, Bidi, Guto e Márcio.

Aos professores do GPEB, pela oportunidade.

Ao professor Renato Garcia pela orientação.

Ao professor Raimes pelo auxílio no desenvolvimento do abstract.

Ao amigo Mário Fettuccia pela amizade, companheirismo e colaboração.

À equipe de física médica do hospital de Clínicas de Porto Alegre pela colaboração.

À equipe responsável pela fiscalização radiológica da Vigilância Sanitária do Estado de Santa Catarina, pela ajuda e acolhimento.

Ao professor Barreto pelo incentivo e apoio inicial.

A todos os meus familiares pelo apoio moral e espiritual, durante a dura etapa enfrentada principalmente em meados de julho/97 a março de 1998, em especial tia Ica, minha mãe e Vanessa.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>ix</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>xi</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>xii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>xiii</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 PROPOSTA DE TRABALHO.....	2
1.1.1 Objetivos Gerais .....	3
1.1.2 Objetivos Específicos .....	3
1.2 JUSTIFICATIVA .....	4
1.3 METODOLOGIA.....	6
<b>2. CONCEITOS BÁSICOS SOBRE RADIAÇÃO .....</b>	<b>8</b>
2.1 RADIAÇÃO .....	9
2.1.1 Radiação Ionizante .....	11
2.2 RAIOS X .....	15
2.2.1 Histórico do Raios X .....	15
2.2.2 Física dos Raios X .....	16
2.2.3 Características dos Raios X .....	17
2.2.4 Interações da radiação eletromagnética com a matéria.....	19
2.3 GRANDEZAS E UNIDADES DE MEDIÇÃO .....	21
2.3.1 Radioatividade.....	21
2.3.2 Exposição .....	22
2.3.3 Dose.....	23
<b>3. EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES.....</b>	<b>25</b>
3.1 A CÉLULA.....	25
3.1.1 Tipos de células .....	26
3.1.2 Reprodução celular .....	27
3.2 LESÕES INDUZIDAS PELAS RADIAÇÕES .....	27
3.3 FASES DE EVOLUÇÃO DA RADIOLEÇÃO .....	28
3.4 EVIDÊNCIAS DOS EFEITOS NOCIVOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES .....	30

3.5 CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS .....	32
3.5.1 Efeitos Não Estocásticos .....	33
3.5.2 Efeitos Estocásticos .....	36
3.6 SENSIBILIDADE À RADIAÇÃO IONIZANTE .....	40
3.7 RISCOS E BENEFÍCIOS DO USO DAS RADIAÇÕES .....	42
<b>4. COMPONENTES DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X E A FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA.....</b>	<b>44</b>
4.1 GERAÇÃO DE RAIOS X.....	44
4.1.1 Tubo de Raios X.....	44
4.1.2 Fontes de alimentação do equipamento de Raios X (geradores).....	50
4.1.3 Circuito geral de um equipamento de Raios X.....	52
4.2 MODULAÇÃO DO FEIXE .....	53
4.2.1 Controle da radiação espalhada .....	55
4.2.2 Fatores que influenciam a radiação espalhada.....	56
4.2.3 Métodos para redução da radiação espalhada.....	58
4.3 TRANSDUTOR .....	63
4.3.1 Gravação da imagem .....	63
4.3.2 Procedimento radiográfico .....	72
4.3.3 Câmara escura.....	73
4.3.4 Câmara clara (CC) .....	78
4.4 APLICAÇÕES.....	78
4.4.1 Fluoroscopia .....	79
4.4.2 Angiografia.....	80
4.4.3 Radiologia Digital por Luminescência (RDL).....	81
4.4.4 Tomografia Computadorizada.....	82
4.4.5 Mamografia .....	84
4.4.6 Outras Aplicações.....	87
<b>5. PROTEÇÃO DO AMBIENTE RADIOLÓGICO .....</b>	<b>88</b>
5.1 INSTALAÇÕES (AMBIENTE RADIOLÓGICO) .....	88
5.1.1 Projeto Físico das Instalações em Radiologia Diagnóstica Médica .....	91
5.1.2 Radiologia Odontológica.....	96
5.1.3 Materiais de proteção.....	101

5.1.4 Detalhes de proteção.....	105
5.2 EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL - EPI `S.....	106
5.3 PROTEÇÃO ELÉTRICA.....	107
5.3.1 Instalações Elétricas para equipamentos de Raios X.....	108
5.3.2 Instalações Elétricas para Câmara Escura. ....	112
5.3.3 Salas de Hemodinâmica. ....	114
5.4 ÓRGÃOS RESPONSÁVEIS PELA PROTEÇÃO DO AMBIENTE RADIOLÓGICO.....	118
<b>6. ENSAIOS DOS EQUIPAMENTOS E AMBIENTE RADIOLÓGICO .....</b>	<b>122</b>
6.1 EQUIPAMENTOS DE ENSAIO .....	122
6.1.1 Detectores de radiações ionizantes .....	122
6.1.2 Instrumentos para detecção do desempenho dos equipamentos de radiologia. ....	128
6.1.3 Monitores pessoais .....	131
6.2 PROCEDIMENTOS DE ENSAIO.....	134
6.2.1 Procedimentos de Inspeção das Condições Gerais de um Setor de Radiologia Diagnóstica .....	134
6.2.2 Calibração dos equipamentos de Raios X e verificação do nível de radiação no ambiente .....	137
6.2.3 Procedimentos de ensaios em Radiologia Diagnóstica Odontológica.....	163
6.2.4 Ensaios para EPIs .....	166
<b>7. PROGRAMAS DE QUALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA .....</b>	<b>168</b>
7.1 ESTRUTURA DE UM PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA .....	169
7.1.1 Monitoração da exposição à radiação.....	170
7.1.2 Avaliação do equipamento e ambiente radiográfico .....	171
7.1.3 Qualidade da técnica radiográfica .....	172
7.1.4 Cuidados no armazenamento e manipulação do filme .....	175
7.1.5 Combinação écran-filme.....	176
7.1.6 Cartas técnicas e análise das taxas de repetição de exames.....	177
7.1.7 Atualização Profissional ou Treinamento .....	178
7.1.8 Manutenção de rotina .....	182
<b>8. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES .....</b>	<b>183</b>



8.1 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS .....188

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2-1 - Radiação por frenagem.....	17
Figura 2-2 - Raios X característico.....	18
Figura 2-3 - Representação das unidades de medida em radiação. ....	22
Figura 3-1 - Representação das células normais e cancerosas.....	30
Figura 3-1- Fatores de peso recomendados pela ICRP para cálculo da dose equivalente.....	31
Figura 3-3 - Tempo médio de sobrevivência x dose absorvida.....	35
Figura 3-4 - Atuação dos mecanismos de reparação na eliminação de lesões .....	39
Figura 4-1 -Tubo de Raios X diagnóstico .....	45
Figura 4-2 - Princípio do foco linear .....	46
Figura 4-3 - Curvas de carga para diferentes tensões no tubo.....	48
Figura 4-4 - Curva de resfriamento do ânodo.....	48
Figura 4-5 - Alojamento do tubo .....	49
Figura 4-6 - Princípio de funcionamento de um tubo de Raios X.....	50
Figura 4-7 - Diagrama simplificado de blocos de uma máquina de Raios X.....	53
Figura 4-8 -Produção de radiação espalhada por um objeto.....	57
Figura 4-9 - Diagrama de colimação por diafragma e por cone .....	60
Figura 4-10 - Colimador ajustável visto de cima .....	60
Figura 4-11 - Diagrama de um colimador ajustável com feixe luminoso .....	60
Figura 4-12 - Princípio da grade.....	62
Figura 4-13 - Técnica do Air Gap.....	62
Figura 4-14 - Técnica do moving slit .....	63
Figura 4-15 - Estruturas básicas de uma combinação de filme-écran radiográfico.....	68

Figura 4-16 - Processadora automática de filmes radiográficos.....	70
Figura 4-17 - Estilo de câmara escura em 1918 .....	73
Figura 4-18 - Foto de uma câmara escura típica nos dias atuais .....	74
Figura 4-19 - Planta típica de uma câmara escura.....	77
Figura 4-20- Amplificador de Imagem e Conjunto Radiológico.....	80
Figura 4-21 Tomografia em espiral .....	84
Figura 5-1 - Porta cor púrpura com símbolo indicando presença de radiação ionizante.	94
Figura 6-1 - Circuito básico de um detector a gás .....	123
Figura 6-2 - Curva típica altura do pulso x voltagem.....	124
Figura 6-3 - Caneta dosimétrica e carregador.....	126
Figura 6-4 - Eletrômetro .....	127
Figura 6-5 - Contador Geiger Muller.....	128
Figura 6-6 - Cilindro medidor de kV tipo BGA .....	130
Figura 6-7 - Conjunto de teste para alinhamento e colimação .....	132
Figura 6-8 - Monitor pessoal tipo filme dosimétrico.....	133
Figura 6-9 - Dosímetro termoluminescente - TLD.....	134
Figura 6-10 - Montagem para medição da filtragem .....	150
Figura 6-11 - Curvas de filtragem em função do HVL para várias tensões de operação	151
Figura 6-12 - Interpretação da imagem no teste de alinhamento do feixe.....	155
Figura 6-13 - Equipamentos para teste, cunha de alumínio.....	162
Figura 6-14 - Curva Sensitométrica.....	162

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Espectro eletromagnético .....	10
Tabela 2.2 - Classificação dos elementos químicos quanto sua origem.....	10
Tabela 2.3 - Primeiros potenciais em eV de ação para diversos .....	11
Tabela 2.4 - Alcance das partículas a e b no ar, no tecido humano e no alumínio.....	13
Tabela 2.5 - Camada semi-redutora no tecido humano e no Chumbo para Raios X ou Gama.....	14
Tabela 3-1 - Fases de evolução da Radiolesão .....	29
Tabela 3-2 - Efeitos determinísticos e estocásticos .....	32
Tabela 3-3 - Síndrome da radiação aguda de corpo inteiro .....	35
Tabela 3-4 - Efeitos da exposição aguda na função do ovário .....	42
Tabela 3-5 - Efeitos da irradiação testicular fracionada na contagem do esperma.....	43
Tabela 5-1- Espessura relativa ao chumbo .....	100
Tabela 5-2 - EPIs para salas de radiografias.....	107
Tabela 6-1- Efeitos da radiação usados na detecção e medida da radiação.....	123
Tabela 6-2 - Aceitação do valor lido versus medido .....	185
Tabela 6-3 - Valores de filtração mínima recomendados pela ICRP .....	152
Tabela 6-4 - Interpretação dos resultados quanto a exatidão do tempo de exposição ...	157
Tabela 6-5 - Variação permitida para tamanho do ponto focal .....	159
Tabela 7-1 - Partes de um programa de controle de qualidade para equipamentos radiográficos .....	171
Tabela 7-2 - Manutenção de Rotina .....	182

## RESUMO

Este trabalho aborda aspectos de segurança e funcionalidade assim como procedimentos mínimos necessários de ensaios que permitam uma fiscalização adequada das condições dos equipamentos de radiologia diagnóstica e do ambiente a qual são utilizados. Foi realizado um estudo sobre alguns efeitos biológicos provocados pelos Raios X e o princípio de funcionamento do equipamento, a definição do instrumental mínimo necessário para realizar fiscalização de dosimetria e as condições ideais tanto para uma sala de Raios X quanto uma sala de revelação. Através um levantamento das condições dos equipamentos de radiologia em vários hospitais da grande Florianópolis e Joinville, pôde-se determinar as reais condições dos equipamentos e suas instalações, assim como a proteção e instrução das pessoas envolvidas com radiação ionizante destes estabelecimentos. Foi constatado a necessidade de criar um Programa de Controle de Qualidade, pois nas visitas técnicas realizadas em diversos hospitais de SC, percebeu-se que as recomendações quanto a proteção não são obedecidas, onde as construções e instalações não estão de acordo com as mínimas condições de segurança exigidas. Além disso, a falta de equipamentos de proteção individual (EPI's) foi observada em todos os hospitais visitados. Em relação aos equipamentos necessários para fiscalização, são apresentadas alternativas para implementação de um Programa de Controle da Qualidade.

Palavras-chaves: Raios X, radiologia diagnóstica, programa de controle de qualidade, ensaios de funcionalidade e segurança, engenharia clínica.

## SAFETY AND FUNCTIONALITY PROCEDURES OF RADIOLOGY DIAGNOSTIC EQUIPMENT

### ABSTRACT

This work is concerned with safety and functionality of diagnostic radiology equipment as well as tests to evaluate their performance. Discussion on the suitable environment for their utilisation is presented. Other topics discussed in this work are biological hazards and operation principles of x-ray equipment, equipment for dosimetry surveillance and requirements for the development room. A survey of x-ray equipment and installations in hospitals of Florianópolis and Joinville (Santa Catarina, Brazil) was carried out in order to assess their quality. The training and protection of the staff was evaluated too. It was concluded that it is necessary to implement a Quality Control Program since the survey has revealed that the installations and procedures used do not follow the recommend standards. For instance, dosimeters are not used by the staff. This work proposes a methodology to implement a Quality Control Program in order to improve the x-ray services offered to the community.

Key-words: X-ray, diagnostic radiology, Quality Control Program, functionality and safety tests, Clinical engineering

## 1. INTRODUÇÃO

A radiologia é, na atualidade, o procedimento mais utilizado e difundido na geração de imagens do corpo humano. Praticamente todo centro hospitalar, ambulatório ou posto assistencial de saúde tem um equipamento de Raios X a sua disposição.

Os Raios X foram descobertos em 1895 por Roentgen, físico alemão, o que significou um grande passo no diagnóstico médico, pois, a partir de então estabeleceram-se as condições de “fotografar” o corpo internamente e verificar a presença de distúrbios, como (WHO, 1994):

- fraturas e doenças nas articulações, no esqueleto;
- traumatismos e infecções, na cabeça;
- tuberculoses, pneumonias e outras infecções respiratórias, doenças cardíacas, tumores, doenças na pleura e traumas, no tórax;
- traumas, obstruções intestinais, cálculos, contraste urográfico, no abdômen;
- e, para os tecidos moles, a detecção de corpos estranhos e calcificações.

Com o passar dos anos os equipamentos de Raios X foram se aperfeiçoando, surgindo, por exemplo, os tomógrafos computadorizados que trazem informações detalhadas das partes de interesse do corpo humano.

No entanto, apesar de todos os benefícios trazidos por esta técnica, alguns meses após a descoberta dos Raios X, os primeiros efeitos biológicos da radiação foram notificados, como queda de cabelo, cura de tumores e desenvolvimento de ulcerações nas mãos de médicos. Partiu-se então para o estudo dos efeitos provocados pela radiação

sobre as espécies vivas. Verificou-se que a energia liberada pela radiação pode produzir ionização, excitação dos átomos e quebra de moléculas, formando íons e radicais livres altamente reativos. Estes elementos, por vez, podem produzir reações com a molécula de DNA (Ácido Desoxirribonucleico) do núcleo da célula, causando-lhe danos. A destruição de uma molécula de DNA resulta numa célula incapaz de se dividir, assim, quando a célula morre, não é renovada. Se isto ocorrer em um número muito grande de células, o tecido afetado acaba morrendo devido a seu mau funcionamento (OKUNO, 1982).

Dependendo do tipo de radiação recebida, pode-se observar efeitos agudos ou crônicos. Dentre os efeitos agudos, pode-se citar algumas síndromes como: síndrome hematopoiética, síndrome gastrointestinal e síndrome do sistema nervoso central. Quanto aos efeitos crônicos ou tardios, pode-se verificar o aparecimento do câncer em pessoas expostas ou danos genéticos observados em seus descendentes.

Existem algumas alternativas que podem reduzir estes riscos, como a correta utilização dos equipamentos, o planejamento criterioso das instalações, o treinamento dos usuários, o conhecimento dos riscos e a observância das normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) - CNEN 3.01 de 1988 “ Diretrizes Básicas de Radioproteção” - e seu adendo - “Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico” de 1997. Surge então a necessidade de fiscalização na área de radiologia, uma vez que existem níveis limites de radiação aos quais os seres vivos podem ser expostos sem que sofram danos biológicos.

## 1.1 PROPOSTA DE TRABALHO

Este trabalho pretende abordar aspectos de segurança em ambientes



radiológicos, incluindo procedimentos de teste que permitam fiscalizar as condições de funcionalidade e segurança dos equipamentos de Raios X para diagnóstico médico e do ambiente radiológico, onde tais equipamentos são utilizados.

#### 1.1.1 Objetivos Gerais

A realização de um estudo de equipamentos de Raios X, tanto em aspectos de segurança, como funcionalidade, e a apresentação de proposta de procedimentos de ensaios e fiscalização que permita a implantação de um Programa de Controle de Qualidade no uso desta tecnologia médica.

#### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Estudar os tipos de radiações ionizantes, assim como as unidades de medição empregadas;
- Verificar a importância do conhecimento dos efeitos biológicos provocados pelos Raios X, que permitam prevenir o acontecimento de efeitos indesejáveis nos procedimentos diagnósticos;
- Estudar equipamentos de Raios X, no que diz respeito ao princípio de funcionamento, ensaios de funcionalidade, segurança e fiscalização exigidos por normas técnicas de equipamentos radiológicos;
- Definir as condições e o instrumental mínimo necessário para realizar fiscalização de dosimetria e radiações de fuga em ambientes de utilização de equipamentos para radiologia diagnóstica, assim como as condições ideais para a sala de revelação;
- Verificar as condições dos equipamentos de Raios X em alguns

hospitais do Estado de Santa Catarina (SC), assim como as condições de trabalho de usuários e operadores destes equipamentos;

- Verificar as atividades exercidas pelos Órgãos responsáveis pela fiscalização radiológica, a nível nacional e estadual.
- Propor um Programa de Controle da Qualidade para uso de equipamentos de Raios X.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

O número de equipamentos de Raios X, utilizado em radiologia diagnóstica, aliado aos conhecidos danos biológicos que esses equipamentos possam causar, é por si só um fator suficiente para justificar a necessidade e a importância da Proteção Radiológica, evidenciada neste estudo. Os danos causados pelas radiações ionizantes podem ser atenuados caso algumas recomendações de limites de doses máximas permissíveis sejam obedecidas. Adicionalmente, a falta de informação do funcionamento destes equipamentos pode trazer pânico às pessoas leigas no assunto.

No Brasil, assim como em outros países, os trabalhos e a experiência do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), subdivisão da CNEN, demonstraram que a grande maioria das exposições desnecessárias, tanto para os pacientes como para os operadores, podem ser facilmente evitadas e corrigidas, através de medidas e ações simples e permanentes de proteção radiológica e controle da qualidade. Dentre essas ações, ressaltam-se as mais importantes e eficientes, que são: a calibração e ajuste dos equipamentos de Raios X, a monitoração do ambiente radiológico e atualização técnica dos profissionais vinculados direta ou indiretamente com radiologia.

A otimização da técnica radiográfica deve ser colocada em prática, de tal forma que os riscos devidos à radiação sejam reduzidos. Esta otimização determina qual

a forma mais eficiente de utilização dos recursos que permita obter a melhor imagem com a menor exposição do paciente. Os limites de doses recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), assegura que nenhum indivíduo seja exposto a níveis de radiação inaceitáveis em circunstâncias normais, mas para isso os profissionais devem ter conhecimento destes limites (VELASQUES, 1994).

Considerando-se que a CNEN é o órgão que tem a responsabilidade de controlar a dose em radiologia a nível nacional, enquanto a Vigilância Sanitária (VS) de cada região é responsável por fazer a fiscalização das instalações radiológicas locais, o conhecimento de suas atribuições e recomendações auxilia a sistematização proposta por este trabalho.

O GPEB, especificamente a área de Engenharia Clínica, vem desenvolvendo trabalhos no sentido de melhorar as condições de trabalho nos serviços assistenciais de saúde. Este estudo, estando voltado à área de radiologia diagnóstica, e apresentando diversos aspectos relacionados ao funcionamento, segurança e operação de equipamentos de Raios X para diagnóstico médico, contribui com tal linha de pesquisa.

Para garantir a existência de boas condições de trabalho nos Serviços de Assistência à Saúde, é importante qualificar as pessoas nas suas tarefas, evitando que procedimentos inadequados de uso com equipamentos radiológicos possam provocar sérios danos a operadores e pacientes que os utilizam. Surge então a necessidade da formação de pessoas qualificadas para treinar e atualizar profissionais, que atuam nesta área, bem como verificar as condições de proteção radiológica em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde.

Conhecendo as condições e carências do Estabelecimento Assistencial de Saúde, pode-se auxiliar na aquisição e nos aspectos de manutenção de equipamentos de

Raios X, reduzindo possíveis prejuízos financeiros e/ou sociais, sendo esta uma das importantes funções do engenheiro clínico (WEBSTER, 1979).

### 1.3 Metodologia

A metodologia utilizada para elaboração deste trabalho foi estruturada a partir do contato com técnicos do Núcleo de Engenharia Clínica (NEC), unidade pertencente ao Hospital Universitário (HU) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e gerenciada pelo GPEB até setembro de 1997, com professores do curso de Física da UFSC, visitas a hospitais e contato com órgãos de fiscalização.

Foram realizados contatos com a Vigilância Sanitária do Estado de Santa Catarina, quando discutiu-se os problemas enfrentados por esta instituição.

Durante visita ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), pôde-se verificar o trabalho da equipe de Física Médica daquela Instituição de Saúde.

Visitou-se o laboratório do IEE-USP, Laboratório Brasileiro Credenciado pelo Inmetro para certificar equipamentos de Raios X pela Norma NBR 601-1, bem como ao LABELO, localizado na Pontifícia Universidade Católica (PUC) de Porto Alegre, laboratório credenciado pelo Inmetro para certificar equipamentos eletromédicos, como cardioversores, desfibriladores e bisturis elétricos.

Participou-se do II WORKSHOP de Radiologia Diagnóstica, na USP em novembro de 1997 e do Fórum Internacional de Avaliação Tecnológica, em novembro de 1997 em São Paulo.

Acompanhou-se a instalação e manutenção de alguns equipamentos radiológicos e foram realizados contatos com empresas da área visando obter informações dos produtos disponíveis ao mercado brasileiro.

Através de um levantamento das condições dos equipamentos de radiologia em vários hospitais da grande Florianópolis, pertencentes à Rede Estadual do Estado de Santa Catarina, pôde-se determinar as reais condições dos equipamentos e suas instalações, assim como a proteção, a formação e os cuidados das pessoas envolvidas com radiação ionizante.

Este trabalho apresenta uma estrutura de oito (8) capítulos. O capítulo 1 é a introdução do trabalho, com suas justificativas e metodologias. No Capítulo 2, descreveu-se alguns conceitos básicos sobre radiação, e no Capítulo 3, são abordados os efeitos biológicos provocados pelos Raios X.

O Capítulo 4 descreve as partes e funcionamento dos equipamentos de Raios X, bem como a formação da imagem através de um modulador.

Nos Capítulos 5 a 7, descreve-se a necessidade da implantação de um Programa de Controle da Qualidade, indicando-se métodos de redução da radiação, diminuição dos custos e melhoria da qualidade da imagem.

Capítulo 8 apresenta discussões e conclusões referentes ao trabalho.

## 2. CONCEITOS BÁSICOS SOBRE RADIAÇÃO

A radioatividade vem sendo tema de pesquisa desde 1896, quando o cientista francês Becquerel verificou que sais de Urânio têm a propriedade de emitir espontaneamente radiações invisíveis. Estas podem sensibilizar uma chapa fotográfica ou material fluorescente, como também atravessar materiais opacos à luz (BITELLI, 1982).

Anos depois (1898) o casal Pierre e Marie Curie comprovaram que todos os sais de Urânio apresentavam esta propriedade. Descobriram também que purificando o mineral de Urânio denominado Pechblenda ( $U_3O_8$ ), as amostras impuras do mesmo apresentavam a propriedade de emitir tais radiações com uma intensidade bem mais elevada do que o Urânio puro. Viram, então, que nesse mineral existiam um ou mais elementos desconhecidos, dotados da mesma propriedade do Urânio. A esta emissão espontânea de radiações invisíveis deram o nome de radioatividade. O casal Curie descobriu outros elementos radioativos: o Polônio e o Rádio (dependendo de sua estabilidade, podem ser milhares de vezes mais radioativos que o Urânio) (OKUNO, 1982; BITELLI, 1982; KERVIN, 1968).

Em 1899, o cientista inglês Rutherford, conseguiu identificar dois tipos de radiação denominados partículas Alfa e Beta. E nesse mesmo ano, o cientista francês Villard, identificou um terceiro tipo de radiação a que deu o nome de Raios Gama (KERVIN, 1968; BITELLI, 1982).

A radiação pode tornar-se prejudicial ao ser vivo, havendo limites máximos de doses recomendados, embora não signifique que abaixo destas quantidades exista segurança total. O conhecimento do conceito de radiação é fundamental para o

desenvolvimento deste estudo, sendo então discutidas algumas definições para uma melhor compreensão deste trabalho. Neste contexto, é importante também, conhecer termos e unidades relacionados à radiação (YARMONENKO, 1988).

## 2.1 RADIAÇÃO

A radiação é a propagação de energia transmitida em alta velocidade através do espaço, podendo ser de diferentes formas: corpuscular (partículas Alfa, elétrons, prótons, nêutrons) ou eletromagnética (Raios X ou Raios Gama).

A radiação corpuscular é constituída por um feixe de partículas elementares, ou núcleos atômicos; a radiação eletromagnética é uma onda constituída de campos elétricos e magnéticos oscilantes que se propagam com velocidade constante no vácuo, à velocidade da luz ( $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ ) (OKUNO, 1982; BITELLI, 1982).

Na Tabela 2-1 pode-se ver o espectro eletromagnético e energia da radiação para algumas faixas de frequência.

As fontes radioativas podem ser de dois tipos: naturais e artificiais, sendo que as fontes naturais de radiação podem pertencer a duas categorias:

1. Aquelas que se encontram em seu meio ambiente natural. Dividem-se em: radiação cósmica, radiação terrestre e radiação devida aos radionuclídeos naturais no homem.
2. Aquelas que não se encontram em sua forma natural, mas que foram transferidas a um meio ambiente artificial. Estas podem se dar pela extração e refinação do Urânio.

Já, as fontes artificiais são aquelas desenvolvidas pelo homem e são utilizadas para: aplicações médicas, reatores nucleares, radioisótopos (BITELLI, 1982).

Tabela 2-1 - Espectro eletromagnético (Gomes,1986).

Tipo de radiação	Comprimento de onda no vácuo (em m)	Energia do fóton (em eV)	Exemplos de fontes emissoras
Ondas de Radiofrequência	superior a $3 \times 10^{-1}$	Inferior a $4,1 \times 10^{-6}$	válvulas, osciladores, etc
Microondas	$3 \times 10^{-1} - 3 \times 10^{-3}$	$4,1 \times 10^{-6} - 4,1 \times 10^{-4}$	válvulas eletrônicas
Infravermelha	$3 \times 10^{-3} - 7,6 \times 10^{-7}$	$4,1 \times 10^{-4} - 1,6$	corpos aquecidos
Luz visível	$7,6 \times 10^{-7} - 4 \times 10^{-7}$	1,6 - 3,1	corpos incandescentes, descargas em gases, estrelas, laser
Ultravioleta	$4 \times 10^{-7} - 10^{-8}$	3,1 - 123,2	descargas em gases, estrelas, laser
Raios X	inferior a $10^{-8}$	Superior a 123,2	tubos de Coolidge, desaceleração dos elétrons, saltos eletrônicos, etc
Raios Gama	inferior a $10^{-8}$	Superior a 123,2	amostras radioativas, reações nucleares

Na Tabela 2-2 pode-se verificar como são classificados os elementos quanto a sua origem.

Tabela 2-2 - Classificação dos elementos químicos quanto sua origem (OKUNO,1982).

Elementos (número atômico - Z)	Classificação
Z (1-92)	Encontrados na natureza
Z (93-103)	Produzidos artificialmente
Z (superior a 82)* * Z do Chumbo	Radioativos e se desintegram até se transformar num isótopo estável de Chumbo.

Quanto ao efeito, as radiações podem ser classificadas em não-ionizantes e ionizantes.

Na Tabela 2-3 pode-se ver a quantidade mínima de energia para ionização de alguns elementos.



*Tabela 2-3 - Primeiros potenciais em eV de ação para diversos elementos (Gomes, 1986).*

K - 4,34	Fe - 7,8	Cl - 12,96
Na - 5,14	S - 10,36	H - 13,60
Ca - 6,11	P - 10,98	O - 13,62
Mg - 7,65	C - 11,27	N - 14,55

Comparando estes valores com os da Tabela 2-1, percebe-se que as radiações infravermelhas e ultravioletas não têm energia suficiente para arrancar os elétrons de elementos importantes, encontrados em grande quantidade na matéria viva como C, H, O e N, sendo consideradas, para fins biológicos, como radiações não ionizantes. Neste tipo de radiação, a energia não é suficiente para remover os elétrons de suas órbitas ao redor do átomo. Exemplos são microondas e luz visível.

No caso das radiações ionizantes, nas quais os Raios X são classificados, é necessário um detalhamento particular.

### 2.1.1 Radiação Ionizante

É a radiação suficientemente energética para expulsar elétrons de um átomo. A remoção de elétrons de sua órbita, pode fazer com que o átomo torne-se ionizado. A radiação ionizante inclui as partículas Alfa (núcleos de Hélio), partículas Beta, nêutrons, radiação Gama e X.

### 2.1.1.1 Radiação Alfa ( $\alpha$ ) ou partícula Alfa

As partículas Alfa têm a mesma estrutura dos núcleos do átomo de Hélio, constituídos de dois prótons e dois nêutrons. Uma partícula Alfa é muito mais pesada que um elétron e sua trajetória num meio material é retilínea. A distância que uma partícula percorre antes de parar é chamada alcance. Se a energia da partícula Alfa para um mesmo meio for aumentada, o mesmo ocorrerá com seu alcance. Se a energia for a mesma, mas se o meio for mais denso, o alcance será menor. Na Tabela 2-4, pode-se observar que o alcance das partículas Alfa é muito pequeno, sendo portanto facilmente bloqueadas, não conseguindo nem mesmo atravessar a pele humana; embora, devido à grande massa desta partícula, em caso de ingestão de uma fonte emissora de partículas Alfa, danos internos profundos podem ocorrer. Essas radiações são produzidas principalmente nos decaimentos dos elementos pesados como Urânio, Tório, Plutônio, Rádio, usualmente acompanhadas de radiação Beta ou Gama. Geralmente, os grandes átomos (que apresentam número de nêutrons não muito maior que o número de prótons) são emissores espontâneos de radiação Alfa (OKUNO, 1982; KERVIN, 1968; OVERMAN, 1960; BITELLI, 1982).

Um átomo de Urânio pode espontaneamente se transformar num átomo de Tório, emitindo a partícula Alfa em alta velocidade ( $20 \times 10^6$  m/s). Nesta condição o átomo não possui estabilidade e a todo instante, um grande número de átomos de uma amostra lançam partículas Alfa em alta velocidade, transformando-se em átomos de Tório, que ficam incrustados entre os átomos de Urânio não desintegrados. Juntamente com a partícula Alfa, que é emitida, desprendem-se também dois elétrons para que o átomo de Tório seja neutro. Outro exemplo é o átomo de Rádio, que emite partícula

Alfa transmutando-se no átomo de Radônio (gás nobre).

#### 2.1.1.2 Radiação Beta ( $\beta$ ) ou partícula Beta

A radiação Beta é constituída por elétrons ( $e^-$ ) e pósitrons ( $e^+$ ) altamente velozes. Os pósitrons têm sua velocidade em torno de 99% da velocidade da luz e são partículas idênticas ao elétron, exceto no sinal da carga. A partícula Beta é muito mais penetrante que a partícula Alfa, como pode ser observado na Tabela 2-4. Por apresentarem massa muito pequena seu desvio é muito maior que o das partículas Alfa. Além disso, a capacidade de ionizar é inferior à radiação Alfa uma vez que sua carga é menor. Para blindar as partículas Beta pode-se usar plástico ou alumínio.

*Tabela 2-4 - Alcance das partículas  $\alpha$  e  $\beta$  no ar, no tecido humano e no alumínio (OKUNO, 1982).*

Energia (MeV)	Alcance (cm)		
	<i>Ar</i>	<i>Tecido Humano</i>	<i>Alumínio</i>
<b>Partículas Alfa</b>			
1,0	0,55	$0,33 \times 10^{-2}$	$0,32 \times 10^{-3}$
2,0	1,04	$0,63 \times 10^{-2}$	$0,61 \times 10^{-3}$
3,0	1,67	$1,00 \times 10^{-2}$	$0,98 \times 10^{-3}$
4,0	2,58	$1,55 \times 10^{-2}$	$0,50 \times 10^{-3}$
5,0	3,50	$2,10 \times 10^{-2}$	$2,06 \times 10^{-3}$
<b>Partículas Beta</b>			
0,01	0,23	$0,27 \times 10^{-3}$	
0,1	12,0	$1,51 \times 10^{-3}$	$4,3 \times 10^{-3}$
0,5	150	0,18	$5,9 \times 10^{-2}$
1,0	420	0,50	0,15
2,0	840	1,00	0,34
3,0	1260	1,50	0,56

### 2.1.1.3 Radiação Gama ( $\gamma$ ) ou Raios Gama

São ondas eletromagnéticas altamente penetrantes emitidas pelo núcleo dos átomos instáveis, de mesma natureza da luz, porém com comprimento de onda bem menor. Interações com a matéria pelo efeito fotoelétrico, pelo efeito Compton ou pela produção de pares, emitem elétrons ou pares elétron-pósitron (no caso da produção de pares) que, por sua vez, ionizam a matéria. Um fóton de radiação Gama pode perder toda ou quase toda sua energia numa única interação, e a distância que ele percorre antes de interagir não pode ser prevista. Apenas pode ser calculada a distância em que a quantidade de radiação reduz-se à metade de seu valor inicial, a qual denomina-se camada semi-redutora. Para blindagem desse tipo de radiação utiliza-se Chumbo, concreto, aço ou terra.

A Tabela 2-5 mostra as camadas semi-redutoras no tecido humano e no Chumbo para Raios X e Gama.

O Cobalto 60, isótopo usado nos hospitais no tratamento do câncer com o nome bomba de Cobalto, é um exemplo de átomo que emite radiação Gama. Outro isótopo usado na medicina nuclear, ou radioterapia, é o Césio 137 (OKUNO, 1982).

*Tabela 2-5 - Camada semi-redutora no tecido humano e no Chumbo para Raios X ou Gama (OKUNO, 1982).*

Energia (MeV)	Camada semi-redutora (cm)	
	Raios X ou Gama	
	Tecido humano	Chumbo
0,01	0,13	$4,5 \times 10^{-4}$
0,05	3,24	$0,8 \times 10^{-2}$
0,1	4,15	$1,1 \times 10^{-2}$
0,5	7,23	0,38
1,0	9,91	0,86
5,0	23,10	1,44

## 2.2 RAIOS X

O conhecimento de alguns tipos de radiações ionizantes permite que sejam abordadas a origem, a natureza e outras características dos Raios X, nas quais fundamenta-se a radiologia diagnóstica médica (CARR, 1992).

### 2.2.1 Histórico do Raios X

Em 8 de novembro de 1895, o físico Wilhelm Conrad Rontgen (1845 - 1923), professor da universidade de Wurzburg, descobriu os Raios X (MONNIER, 1981; BITELLI, 1982).

A placa fotográfica, utilizada como registro da imagem nos primórdios da descoberta, foi substituída, ao longo dos anos, pelos filmes de dupla camada sensível. Os écrans fluorescentes, foram introduzidos para reduzir o tempo de exposição. A diminuição dos raios difusos permitiu a melhoria da qualidade da imagem. Para isso foram desenvolvidos por Bucky em 1912 e Potter em 1915 os localizadores e diafragmas antidifusores.

A tomografia, técnica que isola no corpo humano uma só camada, de nível e espessura determinados, apagando os detalhes localizados fora do plano útil, foi idealizada na França por Bocage, porém foram Ziedses des Plantes e Vallebona que a realizaram em meados de 1930. Nos anos 50, surgiu o intensificador de imagem, permitindo a automatização dos exames e a visualização da imagem em monitores de vídeo (MONNIER, 1981).

Na atualidade, em função das tecnologias disponíveis no mercado, pode-

se obter excelente qualidade de imagem, sendo possível armazená-la de diferentes maneiras o que contribui para a expansão desta técnica diagnóstica.

### 2.2.2 Física dos Raios X

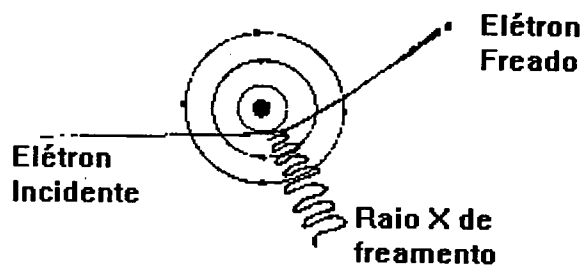
Os Raios X, como os Raios Gama, são ondas eletromagnéticas e portanto sua velocidade de propagação é igual a  $3 \times 10^8$  m/s no vácuo. Estes raios diferem somente quanto a origem, pois os Raios Gama provêm do núcleo ou da aniquilação de partículas, enquanto que os Raios X têm sua origem fora do núcleo (OKUNO, 1982).

Existem várias formas de produção de Raios X. Para um equipamento de Raios X, normalmente é gerada uma corrente elétrica num eletrodo que, com a aplicação de um campo elétrico, desloca esses elétrons em alta velocidade em direção a um anteparo, onde são desacelerados, produzindo os Raios X. A produção de Raios X pode se dar por frenagem ou radiação característica.

#### 2.2.2.1 Radiação por Frenagem

Quando um elétron primário passa nas proximidades do núcleo de um material, a carga positiva do núcleo atrairá o elétron tentando capturá-lo. Devido a isto, ocorrerá um desvio na trajetória do elétron, que sofre uma frenagem, perdendo assim energia cinética. A parte de energia cinética perdida é emitida na forma de Raios X, conhecidos como “bremsstrahlung” (*braking radiation*) ou radiação de freamento (Figura 2-1). Dependendo da distância entre a trajetória, o elétron incidente e o núcleo, o elétron pode perder parte ou até toda sua energia. Vê-se então que os Raios X de

bremsstrahlung têm diferentes níveis de energia, cujo valor máximo seria correspondente à toda energia cinética do elétron incidente (VELASQUES, 1994; SIEMENS, 1991).



*Figura 2-1 - Radiação por frenagem (VELASQUES, 1994).*

#### 2.2.2.2 Radiação Característica

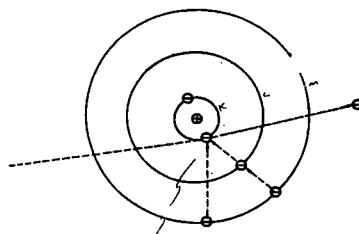
Outro caso é a radiação característica, em que o elétron incidente choca-se com um elétron do átomo do alvo. Este é arrancado da órbita e um elétron da camada superior cobre a lacuna criada, emitindo fótons que são os Raios X. Como os níveis de energia dos elétrons são únicos para cada elemento, os Raios X decorrentes deste processo também são únicos, portanto característicos para cada elemento (material), por isto o nome Raios X característico. O processo é ilustrado na Figura 2-2 (VELASQUES, 1994; SIEMENS, 1991).

#### 2.2.3 Características dos Raios X

Os Raios X possuem características importantes, das quais citam-se

(SIEMENS, 1991; HORTEX, 1977):

- Efeito de atenuação: Os Raios X atravessam a matéria, mas sofrem uma atenuação com isso;
- Efeito de fluorescência: Os Raios X podem estimular certas matérias a emitir luz; é o que acontece com os écrans utilizados em radiologia diagnóstica;
- Efeito de ionização: Os Raios X têm a propriedade de ionizar gases, transformando-os em condutores elétricos;
- Efeito biológico: Os Raios X podem provocar danos aos tecidos vivos, como mutação ou câncer;
- Efeito fotográfico: Os Raios X enegrecem filmes fotográficos, onde podem ser registradas informações dos tecidos do corpo, no caso da medicina, ou serem feitas análises dosimétricas;
- Efeito semiconductor: Os Raios X modificam a carga e a condutividade de semicondutores. Uma aplicação são os detectores de radiação semicondutores.



*Figura 2-2 - Raios X característico (SIEMENS, 1991).*



#### 2.2.4 Interações da radiação eletromagnética com a matéria

Na interação da radiação com a matéria temos a penetração, que é uma das características dos Raios X. No entanto, estes raios são atenuados quando atravessam a matéria, e quanto maior a energia dos quanta de radiação, maior a capacidade de penetração.

A diminuição da radiação com a distância é geralmente referida a lei do inverso do quadrado. A intensidade da radiação  $I$  a um ponto distante “ $d$ ” da fonte pontual é dada por:

$$I = \frac{k}{d^2} \quad \text{Eq. 2.1}$$

onde:  $k$  é uma constante de proporcionalidade.

Os Raios X não são igualmente absorvidos pela matéria. É por este motivo que conseguimos radiografar partes do corpo humano para diagnose. Geralmente a radiação não é monocromática, mas heterogênea, e a atenuação difere para raios de energias distintas, pois os quanta de frequência alta são menos absorvidos do que os de baixa frequência. Isto significa que durante a passagem pela matéria, primeiro são absorvidos os quanta menos energéticos. Essa filtragem aumenta a quantidade relativa dos quanta mais energéticos, sem variar a frequência máxima do espectro. Este processo chama-se endurecimento (VELASQUES, 1994; GOMES, 1986).

Outro efeito da interação é a atenuação provocada pela radiação dispersa ou secundária que pode ocorrer pela dispersão clássica, fotoabsorção ou efeito Compton (KEVIN, 1968; MOTA, 1994).

#### 2.2.4.1 Dispersão clássica

Dispersão clássica é a oscilação dos elétrons elasticamente ligados ao átomo, devido ao campo eletromagnético do “quantum”. Isto ocorre na mesma frequência, sendo produzida uma emissão quântica de mesmo comprimento de onda (PROFIO, 1979).

#### 2.2.4.2 Absorção Fotoelétrica ou Fotoabsorção

É a interação entre um fóton de Raios X incidente e um elétron ligado a um átomo do objeto que está sendo irradiado. Este átomo recebe toda energia do fóton, que deixará de existir (DAFFNER, 1978; VELASQUES, 1994). Uma parte da energia transferida é usada para vencer a força de ligação átomo-elétron e a restante aparece como energia cinética do elétron (agora chamado fotoelétron). O alcance destes fotoelétrons é da ordem de  $\mu\text{m}$ , sendo assim, toda energia do fóton será absorvida próximo ao ponto de interação. Com isso o átomo emite um Raio X característico que preenche a vaga deixada pelo elétron emitido. Para elementos dos tecidos biológicos, a energia destes Raios X é muito baixa e, portanto, eles são absorvidos localmente. Existe grande probabilidade de interação fotoelétrica para baixas energias, diminuindo excessivamente com o aumento de energia. A probabilidade de absorção é muito maior em materiais de alto número atômico, por este motivo o Chumbo é um bom absorvedor de energia.

### 2.2.4.3 Efeito Compton

O efeito Compton consiste em uma interação entre um fóton de Raios X e um elétron livre (ou fracamente ligado ao átomo, tais como os elétrons dos níveis mais externos). Um elétron Compton é ejetado e o fóton é espalhado com uma energia igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia adquirida pelo elétron. O fóton espalhado move-se para uma direção diferente da inicial, não contribuindo positivamente para formação da imagem. A probabilidade da interação Compton é essencialmente igual para todos os materiais. A predominância do efeito fotoelétrico ou Compton, causará menor ou maior contraste no objeto na produção da radiografia (VELASQUES, 1994; KERVIN, 1968).

## 2.3 GRANDEZAS E UNIDADES DE MEDIÇÃO

Quando se fala de radiação, é importante definir níveis de radiação emitidos, absorvidos e transmitidos, determinando as unidades de medição utilizadas. Conhecer tais unidades é significativo, pois com elas pode-se diferenciar e saber qual grandeza estamos avaliando (VELASQUES, 1994; PROFIO, 1979).

A Figura 2-3 mostra o significado de algumas destas unidades.

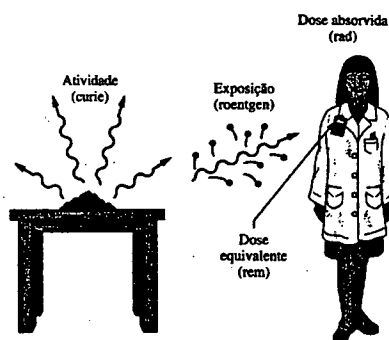
### 2.3.1 Radioatividade

Expressa a capacidade de um elemento de emitir radiação.

As unidades para quantificar a medição são:

- Curie (Ci): É a unidade usada para medição da radioatividade. Um Curie é a quantidade de material radioativo que terá  $3,7 \times 10^{10}$  transformações em um segundo.
- Becquerel (Bq): Esta unidade é utilizada para medição da radioatividade. Um Bq é a quantidade de material radioativo que terá uma transformação em um segundo. A relação entre Becquerels e Curies é:

$$3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = \text{Ci} \quad \text{Eq. 2.2}$$



*Figura 2-3 - Representação das unidades de medição em radiação.*

### 2.3.2 Exposição

É a quantidade de radiação X ou Gama em um certo lugar, capaz de ionizar o ar. Irradiação também é freqüentemente usada como sinônimo para Exposição.

Para quantificar a exposição são usadas as seguintes unidades:

- Roentgen: A unidade de exposição baseada na quantidade de

ionização produzida pela absorção de energia de radiação X ou Gama em uma massa específica de ar nas condições padrões.

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1} \quad \text{Eq. 2.3}$$

A propósito de proteção radiológica, uma exposição para 1 R de Raios X ou Gama é geralmente assumida produzindo uma dose de 1 Rad na água ou em tecidos moles. A principal vantagem desta unidade é que pode ser medida diretamente, mas é limitada porque esta é somente para deposição no ar, e somente para Raios X e Gama.

### 2.3.3 Dose

Denota a quantidade de radiação ou energia absorvida e deve ser apropriadamente classificada em dose absorvida, dose equivalente ou dose efetiva.

As unidades de medição utilizadas são:

1. Dose absorvida: Relata a soma de energia atualmente absorvida em alguns materiais.

As unidades Rad ou Gray podem ser usadas para alguns tipos de radiação, mas não descrevem os efeitos biológicos das diferentes radiações.

- Rad (*radiation absorbed dose*): É usada para medir a quantidade de dose absorvida. Um Rad é definido como a absorção de 100 ergs por grama de material.
- O Gray (Gy) é a unidade utilizada no SI para medição da quantidade de dose absorvida (Gy):  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ R} = 1 \text{ J Kg}^{-1}$
- Dose Equivalente: Relata a dose absorvida no tecido humano para danos biológicos devido à radiação. Para determinar a dose equivalente, multiplica-se a dose absorvida (Gy ou Rad) pelo fator de

qualidade (Q) que é único para o tipo de radiação incidente.

- Rem: É a unidade convencional de dose equivalente.
- Siervert: Um Sievert é igual a 1 Joule por kilograma. A unidade previamente usada Rem, está sendo trocada pelo Sv.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem} \quad \text{Eq. 2.4}$$

3. Dose Efetiva (E) :A dose efetiva indica a combinação de doses diferentes para diferentes tecidos. A dose efetiva não é diretamente mensurável, mas é calculável (VELASQUES, 1994).

$$E = \sum w_T H_T \quad \text{Eq. 2.5}$$

Onde:

$H_T$  é a dose equivalente média no tecido ou órgão;

$w_T$  é o fator de peso do tecido.

### **3. EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES**

A interação da radiação com células vivas, pode provocar ionização ou excitação dos átomos, ocasionando alterações na estrutura do DNA e, conseqüentemente, causar danos tanto somáticos quanto hereditários aos indivíduos expostos, ou, para doses muito altas, a morte das células.

#### **3.1 A CÉLULA**

Dependendo do tipo de célula, os efeitos biológicos provocados pela radiação podem ser diferenciados.

À medida que as células vão se especializando para determinadas funções, o organismo se desenvolve. Ao agrupamento em sociedade de células especializadas para uma função denomina-se tecidos, que se agrupam formando órgãos e estes, por sua vez, os sistemas ou aparelhos (sistema circulatório, sistema gastrointestinal e sistema nervoso) (GOMES, 1986).

A célula constitui-se basicamente de membrana, citoplasma e núcleo, que se inter-relacionam (GOMES, 1986; OKUNO, 1982). A membrana apresenta uma estrutura e composição química que a torna permeável de modo seletivo e variável, constituindo uma barreira que isola o interior da célula e fornece uma interação com o ambiente. O objetivo é manter uma concentração adequada para uma certa atividade biológica, regulando a entrada e a saída de substâncias da célula. A maioria dos

fenômenos metabólicos da célula ocorrem no citoplasma, que fica entre o núcleo e a membrana.

O núcleo é um dos mais importantes componentes da célula, uma vez que apresenta importante papel nos processos biológicos associados à hereditariedade e morfogênese. Ele é limitado por uma membrana (carioteca), no interior da qual se encontra o nucléolo, o suco nuclear (cariolinfa) e o material hereditário da célula, alojado em estruturas especiais e filamentosas, os cromossomos.

Os cromossomos são estruturas nucleares filamentosas, formadas essencialmente por DNA, e são responsáveis pela transmissão dos caracteres hereditários. A molécula de DNA contém os genes os quais dispõem-se linearmente nos cromossomos e são os responsáveis diretos pelas informações genéticas. Alterações nos genes e nos cromossomos causam alterações nas características hereditárias do indivíduo (BITELLI, 1982).

### 3.1.1 Tipos de células

Os organismos pluricelulares são formados por dois tipos fundamentais de células (YARMONENKO, 1988):

- Células somáticas - compõem a maior parte do organismo sendo as responsáveis pela formação da estrutura corpórea. As células somáticas no seu conjunto constituem o soma;
- Células germinativas - estão presentes nas gônadas e são responsáveis pela produção de gametas, necessários à reprodução sexuada. No seu



conjunto, as células germinativas constituem o germe, e são responsáveis pelas características hereditárias.

### 3.1.2 Reprodução celular

A reprodução das células somáticas ocorre por meio de um processo denominado mitose e a divisão de células germinativas para a produção dos gametas ocorre por um processo chamado meiose. O óvulo e o espermatozóide unem-se na fecundação formando a célula ovo ou zigoto, contendo 23 pares de cromossomos nos humanos que, por sucessivas divisões mitóticas, formam o embrião e o feto.

## 3.2 LESÕES INDUZIDAS PELAS RADIAÇÕES

A inativação de uma célula pode ser provocada pelo aparecimento de lesões no DNA. As moléculas de DNA constituem a mais importante região para inativação celular, mas em certas condições experimentais, parte do efeito letal pode ser explicado por alterações nas proteínas ou por lesões em membranas.

Pode-se interpretar a inatividade de estruturas biológicas como uma consequência de interações entre a radiação e determinadas regiões essenciais ao funcionamento celular, os chamados alvos; assim a inativação só ocorrerá caso o alvo seja lesado.

A célula pode receber diretamente a energia da radiação (efeito direto), ou através de uma molécula intermediária (efeito indireto). Devido as células terem em

sua constituição maior parte de água, a primeira ionização ocorre nas moléculas desta substância. A ação direta da radiação sobre as células pode ocorrer em várias partes:

- Sobre a membrana celular, provocando mudanças na estrutura química da membrana e alteração da permeabilidade seletiva;
- Sobre o metabolismo energético, diminuindo a produção do trifosfato de adenosina - ATP;
- Sobre as enzimas, inativando-as;
- Sobre o DNA, modificando sua estrutura.

A soma dos efeitos direto e indireto denomina-se efeito global, no qual a importância relativa de cada um depende de fatores como: temperatura, teor em água e presença de outras moléculas capazes de “capturar” os efeitos da radiólise da água. Variações das condições experimentais podem permitir a redução da amplitude de um dos efeitos, mas não eliminá-lo completamente. Esses dois efeitos coexistem, ainda que tragam contribuições distintas para a inativação celular (GOMES, 1986).

### 3.3 FASES DE EVOLUÇÃO DA RADIOLEÇÃO

A radiolesão consiste em um dano causado pela radiação, possuindo diferentes estágios que se sucedem no tempo (Tabela 3-1). Existem macromoléculas, como ácidos nucleicos e proteínas que, se sofrerem lesões, podem provocar a inativação da célula e até do organismo.

Os mecanismos de danos causados pela ionização ou excitação de átomos ou moléculas são: produção de radicais livres, quebra de cadeias químicas, produção de

novas cadeias químicas, cruzamento das ligações entre macromoléculas e danos para as moléculas que regulam os processos vitais da célula (DNA, RNA, proteínas).

Uma célula lesada por um tratamento físico ou químico pode ser incapaz de formar colônia visível a olho nu, mas talvez sofra algumas divisões, originando uma espécie de microcolônia. Estas células podem apresentar alterações de seu patrimônio genético (mutações) ou formação de um câncer.

Células cancerosas dividem-se formando massas irregulares, o que contrasta com as células ditas normais, que formam películas organizadas em uma única camada. Às células de tumores falta uma propriedade, a inibição de contato, responsável pelo bloqueio da divisão celular quando as células ficam muito próximas uma das outras, como pode ser visto na Figura 3-1 (OKUNO, 1982; GOMES, 1986).

*Tabela 3-1 - Fases de evolução da Radiolesão (GOMES, 1986).*

	Estágio Físico	Estágio Químico	Estágio Biológico
Características	Onde ocorrem interações da radiação com a matéria.	Caracterizado pela reação dos produtos da fase anterior entre si ou com outras moléculas.	Processos bioquímicos intracelulares são modificados ou até inibidos, em consequência de alterações sofridas por algumas moléculas (principalmente macromoléculas).
Tempo de duração	Duração muito curta da ordem de $10^{-7}$ s.	Pode durar frações de segundos até várias horas.	Este estágio pode durar de alguns minutos ou horas até vários anos.
Produtos	Os produtos nela surgidos costumam ser extremamente reativos, freqüentemente radicais livres.	Aparecimento de produtos secundários devidos às reações que sucedem.	É neste estágio que ocorrem, por exemplo, a inatividade celular, a fixação de mutações radioinduzidas e a formação de câncer.

Células incapazes de se dividir podem, durante algum tempo, realizar diversas funções bioquímicas (tais como sintetizar determinadas enzimas, consumir oxigênio, assegurar a multiplicação de vírus, etc).

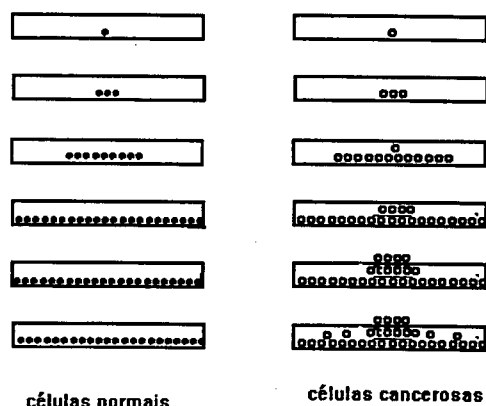


Figura 3-1 - Representação das células normais e cancerosas (GOMES, 1986).

### 3.4 EVIDÊNCIAS DOS EFEITOS NOCIVOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

A radiação, por sua natureza, é prejudicial para a vida. As baixas doses podem iniciar uma cadeia de eventos parcialmente entendidos, que vão gerar câncer ou danos genéticos. Altas doses podem matar células, danificar órgãos e causar morte rápida (BITELLI, 1982; UNEP, 1985).

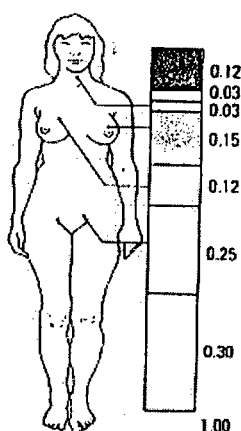
Henry Becquerel, descobridor da radioatividade natural, em 1896, após usar, no bolso do colete, durante várias semanas, uma amostra de mineral radioativo, percebeu o aparecimento de uma zona eritematosa na pele subjacente.

O primeiro caso de câncer provavelmente radioinduzido foi observado, em 1902, na pele de um fabricante de tubos de Raios X, que costumava testar o funcionamento dos aparelhos expondo sua própria mão. Em 1922, cerca de 100 radiologistas faleceram em consequência de exposições a elevadas doses de radiações.

Outros grupos populacionais, como pinceladores de painéis luminosos, foram também irradiados com altas doses nas primeiras décadas do século XX, pois

empregavam tintas contendo radionuclídeos, da qual ingeriam grandes quantidades, pois utilizavam os lábios para afinar a ponta dos pincéis. Hoje também muitos pacientes são submetidos a práticas médicas que implicam em elevadas exposições, muitas vezes não justificáveis pelos benefícios advindos do tratamento (GOMES, 1986).

Algumas partes do corpo são mais vulneráveis que outras, como por exemplo, seria mais comum uma certa radiação causar câncer no pulmão do que na tireóide. Existe uma grande preocupação quanto aos órgãos reprodutores por causa dos riscos genéticos. A Figura 3-2 mostra os fatores de peso, introduzidos na definição de dose equivalente e estabelecidos para os diferentes tecidos e órgãos, recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (UNEP, 1985).



*Figura 3-2 - Fatores de peso recomendados pela ICRP, para cálculo da dose equivalente. Os valores de cima para baixo correspondem a: medula óssea (0,12), a superfície óssea (0,03), tireóide (0,03), seio (0,15), pulmão (0,12), ovários (0,25), demais partes (0,30) e corpo total (1) (UNEP, 1985).*

Os danos por altas doses normalmente tornam-se evidentes dentro de horas ou dias. Cânceres, entretanto, levam muitos anos, geralmente décadas para emergir. E por definição, as más formações hereditárias e doenças causadas por danos genéticos levam gerações para aparecer; eles são os filhos, netos ou descendentes remotos de pessoas previamente irradiadas. Geralmente é bastante fácil identificar

efeitos agudos de altas doses a curto prazo, mas, é quase sempre extremamente difícil apontar os efeitos tardios de baixas doses, pois tem-se que esperar muito tempo para eles tornarem-se evidentes, além de que, câncer não é somente devido à radiação.

### 3.5 CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS

Os efeitos das radiações observados podem ser classificados em duas categorias: efeitos estocásticos e efeitos não estocásticos (Tabela 3-2).

*Tabela 3-2 - Efeitos determinísticos e estocásticos (UNEP, 1985).*

Tipo	O que ocorre ?	Quando ?	Gravidade x Dose	Ocorrências	Observação
<b>Não Estocásticos</b>	Morte das células	Para doses de acima de um certo nível (limiar)	Gravidade aumenta com a dose	<ul style="list-style-type: none"> <li>A maioria dos órgãos e tecidos do corpo não é afetada mesmo que haja perda de um número substancial de células.</li> <li>Se o número de células destruídas for muito grande será observada uma lesão ou perda da função do tecido</li> </ul>	Nula para baixas doses da ordem de até centenas de miligrays
<b>Estocásticos</b>	Modificações celulares	Ocorre num período de latência de vários anos até que o câncer se manifeste	Sua gravidade não está relacionada com a dose	<ul style="list-style-type: none"> <li>Os efeitos estocásticos podem ocorrer a partir do dano produzido em uma única célula, apesar dos mecanismos de reparo e defesa do organismo que inibem a sobrevivência do clone de células modificadas que gera o câncer</li> </ul>	Aumenta com a dose sem nenhum limiar
	Modificações celulares germinativas			<ul style="list-style-type: none"> <li>A informação transmitida pode se manifestar como uma desordem nos descendentes do indivíduo exposto (efeito hereditário)</li> </ul>	OBS: Ainda não foi detectado nenhum efeito desse tipo em seres humanos; estudos realizados em plantas e animais sugerem esta possibilidade

### 3.5.1 Efeitos Não Estocásticos

A maioria dos efeitos biológicos cai dentro da categoria dos efeitos não estocásticos e possuem as seguintes características (VELASQUES, 1994; YARMONENKO, 1988; BUSHONG, 1993):

- Exposição simplesmente acidental a uma alta dose de radiação, durante curto período de tempo, comumente chamada exposição aguda, podendo produzir efeitos biológicos dentro de um curto período de tempo após a exposição;
- Um certo número de doses deve ser excedido antes de efeitos particulares serem observados;
- A grandeza dos efeitos aumenta com o tamanho da dose;
- Existe uma relação clara entre exposição para agentes perigosos e os efeitos observados.

Por causa de uma dose mínima que deve ser excedida antes que um indivíduo mostre o efeito, efeitos não estocásticos ou determinísticos são também chamados de efeitos limiares (*threshold effects*) ou agudos.

Dose limiar pode ser definida como sendo aquela abaixo da qual não são detectados efeitos biológicos, sendo assim um parâmetro extremamente importante, pois caracteriza a maior quantidade de energia que pode ser absorvida sem riscos por um organismo. Sua existência, em termos teóricos ou práticos, entretanto, parece bastante difícil, pois qualquer parcela energética absorvida, por menor que seja, deve acarretar ativações ou ionizações, capazes de produzir lesões.

Dose sub-letal é a dose de radiação que não produz inativação celular independentemente de causar ou não outros efeitos (como a modificação da taxa de biossíntese de macromoléculas, alterações do consumo de oxigênio, mutações, etc)

Dose supra-letal é a dose capaz de produzir a inativação celular em todos os animais (UNEP, 1985).

A superexposição aguda de corpo inteiro afeta todos os órgãos e sistemas do corpo. Entretanto, o padrão de resposta, ou síndrome da doença, em uma superexposição individual depende da magnitude da dose, pois nem todos os sistemas de órgãos são igualmente sensíveis à radiação. Estes efeitos são observáveis em horas, dias ou semanas após a exposição do indivíduo à radiação, e estão associados a altas doses de radiação, acima de 1 Sv, recebidas por grandes áreas do corpo, num curto período de tempo<sup>1</sup> (OKUNO, 1982).

Subdivide-se em três classes a síndrome da radiação aguda que, em ordem de acréscimo de severidade são:

1. Síndrome hematopoiética;
2. Síndrome gastrointestinal;
3. Síndrome do sistema nervoso central.

O fator mais importante para definição do quadro clínico é a dose de radiação absorvida. A Figura 3-3 mostra o gráfico representativo da relação entre o tempo médio de sobrevivência (TMS) e a dose de radiação absorvida, para uma dada espécie animal. A Tabela 3-3 mostra a síndrome com sua equivalente dose aguda.

Dependendo da dose recebida e da condição de resistência do indivíduo exposto, o resultado final pode ser letal.



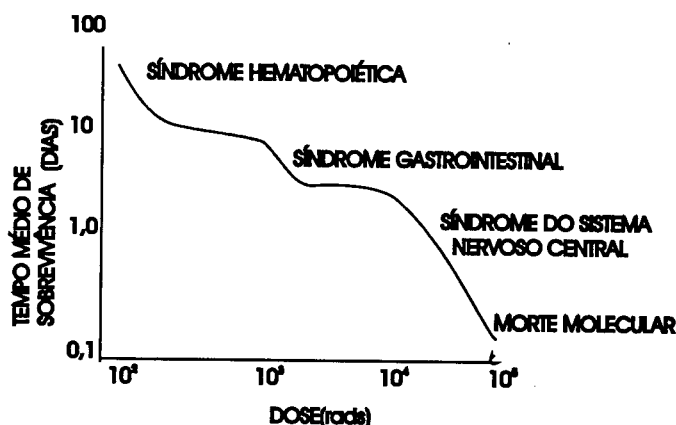


Figura 3-3 - Tempo médio de sobrevivência x dose absorvida (YARMONENKO, 1988).

Existem alguns sintomas comuns para as três categorias de síndromes, que são: náuseas, vômitos, prostração, perda de apetite, fadiga, febre, hemorragias dispersas, queda de cabelo e forte diarreia. Destes efeitos, as mudanças na contagem do sangue periférico são os indicadores biológicos mais comuns da superexposição aguda. Essas mudanças também são vistas no caso de superexposições suaves, que não resultam em nenhuma das três síndromes.

Tabela 3-3 - Síndrome da radiação aguda de corpo inteiro (NCRP Report 98 "Guidance on Radiation Received in Space Activities", NCRP, Bethesda (MD)(1989)) (UNEP, 1985).

Síndrome	Dose aguda (Gy)	Características/Sequelas
Síndrome subclínica	< 2	subclínica
Síndrome hematopoiética	2 - 4	granulocitopenia, trombocitopenia, infecção sanguínea
Síndrome gastrintestinal	6 - 10	diarreia, desidratação, degeneração do epitélio intestinal, morte de 10 a 14 dias
Síndrome do sistema nervoso central	> 10	agitação, apatia, desorientação, vômito, convulsão, prostração, coma

Felizmente, existe uma grande capacidade de regeneração celular, e se a dose não é tão grande, pode haver recuperação completa das células. Uma lesão muito

<sup>1</sup> Curto período de tempo, inferior a 60 dias (GOMES, 1986).

grave é a inativação das células epiteliais das vilosidades intestinais que são dotadas de elevada capacidade mitótica.

As alterações radioinduzidas no número dos diferentes elementos figurados no sangue traduzem-se, evidentemente, por múltiplas conseqüências no organismo. Uma delas é a redução da resposta inibitória que tem sido usada no caso de transplante pois diminui a possibilidade de rejeição dos órgãos (GOMES, 1986; OKUNO, 1982).

### 3.5.2 Efeitos Estocásticos

Ao contrário dos efeitos não-estocásticos, que têm características determinísticas, os efeitos estocásticos, como o nome indica, são efeitos que ocorrem por acaso entre indivíduos expostos e não expostos diretamente. No contexto de proteção radiológica, os principais efeitos estocásticos são o câncer e os efeitos genéticos, sendo que a probabilidade de sua ocorrência aumenta proporcionalmente ao aumento da dose. Mesmo assim, independentemente da quantidade de dose recebida, não se pode garantir a ocorrência do desenvolvimento de um câncer.

A carcinogênese e mutagênese são diferentes manifestações da mesma base de fenômenos moleculares. Um câncer se inicia por danos da informação armazenada nos cromossomos de uma célula somática, enquanto uma mudança genética é causada por danos na informação armazenada nos cromossomos de uma célula germinativa (um espermatozoide ou um óvulo) (UNEP, 1985).

Pode-se dizer, então, que efeitos estocásticos ocorrem com baixo nível de exposição, chamada de contínua ou crônica, ou ainda efeitos tardios da radiação, em que

o resultado da superexposição pode não ser aparente por anos e é o resultado de medidas de proteção inadequadas ou impróprias. Efeitos estocásticos são também chamados de zero-limiar.

O limite de 60 dias é estabelecido para divisão dos efeitos das radiações em imediatos e retardados. Muitas vezes torna-se difícil distinguir um efeito tardio das radiações ionizantes das várias patologias que acompanham o envelhecimento. Outro ponto a considerar é que muitos efeitos somáticos só são observáveis longo tempo após a exposição, representando uma dificuldade adicional para realização destes estudos.

Alguns experimentos com animais são feitos na identificação de efeitos tardios da radiação, quais sejam: a radiocarcinogênese, modificações na duração da vida média, alterações no crescimento e desenvolvimento (especialmente na embriogênese) e alguns efeitos localizados como a catarata (GOMES, 1986).

Os efeitos a longo prazo ou tardios, podem surgir de altas doses em um pequeno intervalo de tempo, é o que ocorre com indivíduos adultos, que recebem doses de radiação que não foram letais, podendo vir a sentir os efeitos anos mais tarde. Os efeitos a longo prazo podem ocorrer devido a pequenas doses num longo intervalo de tempo; como é o caso de pessoas ocupacionalmente expostas, como radiologistas e pesquisadores com radiação.

Os efeitos tardios podem ser subdivididos em: efeitos genéticos e somáticos.

As modificações do patrimônio genético ou efeitos genéticos, são usualmente divididas, para fins de classificação, em (OKUNO, 1982; BITELLI, 1982; GOMES, 1986;):

- Aberrações cromossômicas, e;

- Mutações genéticas (mutagênese).

Podem, as aberrações cromossômicas ser incluídas em duas categorias, quais sejam, aberrações numéricas e aberrações estruturais. As primeiras consistem no aumento, ou na diminuição do número de cromossomos. Ex: Síndrome de Down.

Após a quebra de um ou mais fragmentos do DNA, pode acontecer que essas estruturas soldem seus fragmentos, provocando uma deformação e, conseqüentemente, alterações estruturais.

Consistem as mutações gênicas em modificações da sequência de nucléos em um determinado gene, do que resulta a perda da atividade do produto por ele codificado, ou sua alteração.

Pode ocorrer que a radiação altere a informação genética codificada sobre as células reprodutoras ou seus precursores, provocando uma mutação genética. Se o espermatozóide ou o óvulo que sofreu mutação for usado posteriormente na concepção, a informação será incorporada ao óvulo fertilizado. Quando o zigoto se reproduzir milhares de vezes, essa informação será reproduzida, e todas as células do recém nascido estarão com informações genéticas modificadas, incluindo aquelas que se transformarão em espermatozóide ou óvulo. Essa informação alterada poderá ser levada por muitas gerações. Algumas dessas informações chegam a ser letais, antes do nascimento do feto, outras podem produzir efeitos físicos ou mentais, ou ainda aumentar a susceptibilidade a determinadas doenças crônicas, ou anormalidades bioquímicas. Quanto maior a dose acumulada, maior o número de mutações ocorridas.

Uma mutação gênica pode ser dominante ou recessiva, embora, freqüentemente, a dominância não seja total, o que dificulta a análise de sua ocorrência.

A mutagênese e a evolução biológica podem ser encaradas como devidas a uma imprecisão de alguns processos de reparação, ou ao parcial insucesso das tentativas de eliminar as lesões químio, foto ou radioinduzidas no genoma ou, em alguns casos, a utilização de vias incorretas pode levar à perda da atividade biológica (Figura 3-4) (GOMES, 1986).

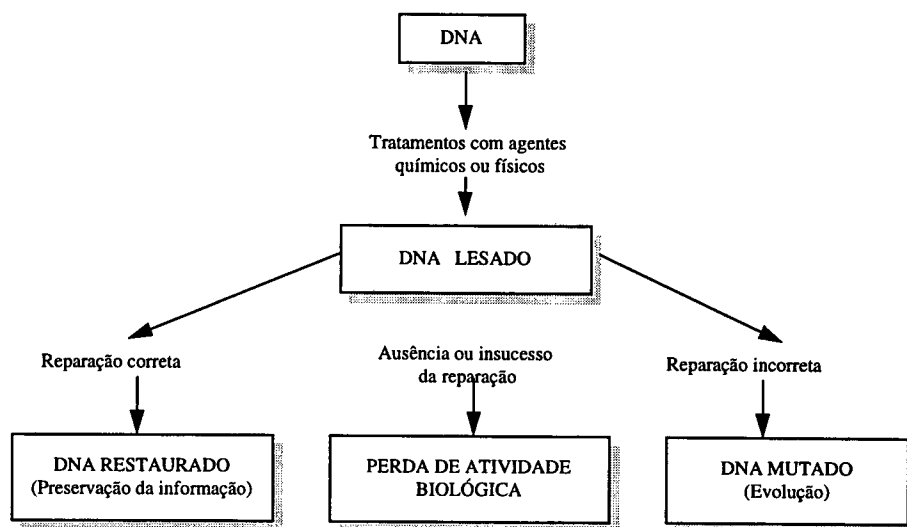


Figura 3-4 - Atuação dos mecanismos de reparação na eliminação de lesões (GOMES, 1986).

Ainda não foi possível demonstrar, com sólidas bases científicas, a mutagênese radioinduzida na espécie humana, explicada por vários motivos, tais como a dimensão relativamente reduzida da população irradiada, o tempo necessário para a obtenção de cada geração, as dificuldades para uma correta dosimetria e a inviabilidade de cruzamentos controlados (GOMES, 1986).

Diversos parâmetros têm sido empregados nas tentativas de análise dos efeitos genéticos de populações humanas irradiadas, tais como a frequência de abortos, a incidência de morte neonatal, o aparecimento de más-formações congênitas e a frequência de nascituros do sexo masculino.

Os efeitos somáticos são aqueles que afetam diretamente o indivíduo exposto à radiação, não sendo transmitido a futuras gerações. Esses efeitos são afetados

por fatores como: tipo de radiação, profundidade atingida (relacionada à energia de radiação e ao tipo de tecido irradiado), área ou volume do corpo exposto, dose total recebida e tempo de irradiação.

Entre os efeitos somáticos no homem, os mais importantes são o aumento da incidência de câncer, anormalidade no desenvolvimento do embrião, indução de catarata e redução da vida média (OKUNO, 1986).

### 3.6 SENSIBILIDADE À RADIAÇÃO IONIZANTE

A irradiação sobre uma população pode ocorrer de forma fracionada ou por uma única exposição. A fracionada, na maioria das situações, produz efeitos menores que a aplicada de uma só vez, pois existe a possibilidade de reparos das lesões durante o período decorrido entre as exposições. Quando a dose for única, com a mesma eficiência das fracionadas, pode ser suposta a inexistência de mecanismos de reparação atuantes.

O aumento da resistência à radiação pelo fracionamento da dose não é uma consequência somente da eliminação das partes das lesões durante a incubação, ele também ocorre, em muitos casos, pela indução de novos sistemas enzimáticos capazes de eliminar danos do DNA ou de suas consequências (GOMES, 1986; YARMONENKO, 1988).

A irradiação sobre o organismo depende, ao menos parcialmente, dos danos produzidos nos diferentes tipos celulares. É possível admitir serem mais sensíveis à radiação as células que mais rapidamente se dividem, embora existam várias exceções à regra.

A Lei de Bergonié e Tribondeau diz: “São mais radiosensíveis as células que exibem maior atividade mitótica e (ou) menor grau de diferenciação” (BITELLI, 1982). Uma das exceções a esta lei é dada pelos linfócitos que embora só se dividam em condições excepcionais, são extremamente sensíveis à radiação. Entre os tumores também são observadas várias exceções, tais como melanomas, sarcomas osteogênicos, etc.

Existem significativas diferenças de sensibilidade à radiação entre os diversos tipos de células parenquimatosas no organismo, que podem ser mais sensíveis, ou não, que as células do tecido conjuntivo e os vasos sanguíneos: assim torna-se fácil entender que, em determinados órgãos, os efeitos das radiações traduzem, principalmente, lesões provocadas nas estruturas responsáveis pelas funções realizadas, enquanto em outros são explicadas pelos danos nos sistemas de suporte e nutrição<sup>2</sup>.

Para correlacionar doses de radiação absorvida pelo corpo humano e a natureza dos efeitos observados, é indispensável considerar que doses elevadas devem produzir, preferencialmente, inativação celular. Sendo assim, diversos efeitos como mutagênese e carcinogênese não poderão ser observados nestas condições, uma vez que eles exigem a manutenção da viabilidade, ficando difícil determinar a partir de qual valor detecta-se o aparecimento de cânceres.

Um aspecto importante a ser considerado, é que tipos celulares considerados resistentes à radiação em termos de inativação, podem mostrar-se sensíveis quando são avaliados, por exemplo, alterações radioinduzidas no metabolismo ou nos potenciais elétricos da membrana.

---

<sup>2</sup> Células parenquimatosas - responsáveis pela função desenvolvida pelo tecido.

### 3.7 RISCOS E BENEFÍCIOS DO USO DAS RADIAÇÕES

Em diversos domínios da tecnologia industrial, como, por exemplo, na produção de energia, o uso de material radioativo ou de fontes de radiação, traz inúmeros benefícios, podendo a exposição de seres humanos tornar-se mínima, se obedecidas as normas de segurança.

Realmente, pode não existir um limiar para todos estes efeitos particulares. Similarmente, a irradiação no cérebro de crianças durante a radioterapia tem causado mudanças no caráter, perda de memória, loucura e idiotice (GOMES, 1986; YARMONENKO, 1988).

Como existe a possibilidade de acidentes, a conduta mais adequada consiste na eliminação de toda e qualquer exposição desnecessária à radiação, inclusive com a adoção dos cuidados indispensáveis à preservação do meio ambiente. Quando, entretanto, algum tipo de irradiação mostra-se bastante necessária, é imperioso procurar estimar os benefícios esperados, e compará-los com os riscos inerentes à exposição. Nas Tabelas 3-4 e 3-5, apresentam-se alguns valores de doses e seus respectivos danos.

*Tabela 3-4 - Efeitos da exposição aguda na função do ovário (Health Effects Model for Nuclear Power Plant Accident Consequence Analysis. Part2, Scientific Basis for Health Effects Models. U.S. Nuclear Regulatory Commission, Report NUREG CR - 4214, Rev.11. Part II (UNEP, 1985).*

Dose no ovário (Gy)	Efeito
0,6	Não tem efeito
1,5	Alguns riscos na supressão da ovulação para mulheres com mais de 40 anos
2,5 - 5,0	Nas mulheres de 15 a 40 anos, 60% pode sofrer supressão da ovulação permanentemente, as outras podem sofrer <i>amonorhea</i> Nas mulheres com mais de 40 anos, 100% podem ter supressão permanente da ovulação. A menopausa pode ser produzida artificialmente.
5 - 8	Nas mulheres de 15 a 40 anos, 60 a 70 %, podem sofrer supressão permanente da ovulação, mulheres acima dos 40 anos podem ter uma <i>amenorrhoea</i> temporária.
> 8	100% da supressão da ovulação



*Tabela 3-5 - Efeitos da irradiação testicular fracionada na contagem do esperma (Health Effects Model for Nuclear Power Plant Accident Consequence Analysis. Part2, Scientific Basis for Health Effects Models. U.S. Nuclear Regulatory Commission, Report NUREG CR - 42 (UNEP, 1985).*

Dose testicular (Gy)	Efeito
0,1 - 0,3	oligospermia temporária
0,3 - 0,5	aspermia 100% temporária de 4 a 12 meses pós exposição. Recuperação completa em 48 meses.
0,5 - 1,0	100% de aspermia de 3 a 17 meses pós exposição. Recuperação completa de 8 a 28 meses.
1,0 - 2,0	100% de aspermia temporária de 2 a 15 meses pós exposição. Recuperação completa de 11 a 20 meses .
2,0 - 3,0	100% de aspermia de 1 a 2 meses pós exposição.

## **4. COMPONENTES DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X E A FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA**

Na obtenção da imagem radiográfica são necessárias as seguintes etapas: geração de Raios X, modulação do feixe e transdução do sinal.

De forma simplificada, os Raios X são gerados no tubo, dirigindo-se ao objeto alvo (paciente) que atenuará o feixe de Raios X, registrando em um filme, ou sendo enviada para um monitor de escopia, ou para uma câmara de vídeo (GEDDES, 1989).

### **4.1 GERAÇÃO DE RAIOS X**

Quando se fala em equipamento radiológico para geração de Raios X, os componentes básicos são o tubo de Raios X e a fonte de alimentação.

#### **4.1.1 Tubo de Raios X**

O tubo de Raios X é a peça principal do conjunto radiológico, pois é nele que ocorre a interação elétron-alvo, onde os Raios X são gerados pela frenagem ou radiação característica. Ele é composto por um tubo de vidro, onde é aplicada uma pressão negativa (vácuo), e por dois eletrodos, o cátodo e o ânodo. O tubo de vidro está imerso em óleo dentro de um invólucro que atenua a radiação espalhada. A Figura 4-1 mostra o tubo de Raios X (VELASQUES, 1994; BRONZINO, 1995; MONNIER, 1981).

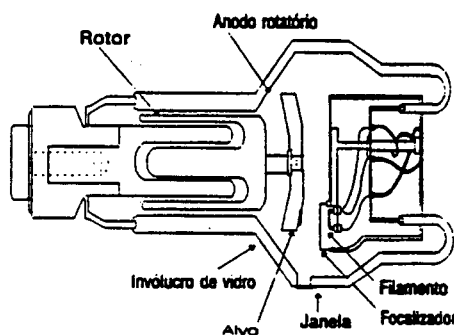


Figura 4-1 - Tubo de Raios X diagnóstico (VELASQUES, 1994).

#### 4.1.1.1 Partes que compõem o tubo de Raios X

Cátodo é o eletrodo composto por um ou dois filamentos enrolados em forma de espiral. Como a sua temperatura chega algumas vezes a  $3000^{\circ}\text{C}$ , utiliza-se como material básico o Tungstênio, que apresenta alto ponto de fusão ( $3370^{\circ}\text{C}$ ). Outra característica importante deste metal é de ser uma boa fonte emissora de elétrons, devido ao seu elevado número atômico ( $Z=74$ ). É neste eletrodo que são gerados os elétrons que serão acelerados para o ânodo do tubo.

Ânodo é o eletrodo receptor dos elétrons que partem do cátodo. A área do ânodo, onde a radiação é produzida, chama-se “objetivo” ou “ponto focal”. O material do qual é feito o ânodo é normalmente o Tungstênio embutido em Cobre, por ter ponto de fusão e número atômico elevados. Para um elemento de alto número atômico, os elétrons da camada de valência estão fracamente ligados ao átomo, facilitando a formação dos Raios X. Alguns ânodos são de liga de Tungstênio com Rhenium, reduzindo defeitos superficiais no “objetivo” devido a interação dos elétrons. Na mamografia são utilizados Molibdênio e Rhodium, menos resistentes que o Tungstênio. Para esta técnica são aplicadas tensões inferiores às convencionais.

Uma forma encontrada para melhorar a dissipação do calor foi construir

ânodos com inclinação entre 10 e 20 graus. Desta forma, o feixe de elétrons espalha-se por uma superfície maior, permitindo uma melhor dissipação. Este fenômeno é conhecido como princípio do foco linear, porém, existe um limite prático para o ângulo do ânodo, pois com o seu aumento, a largura do feixe de Raios X refletido também aumenta, prejudicando a nitidez da imagem gerada. Na Figura 4-2 pode ser visualizado o tamanho nominal do feixe de elétrons e o tamanho efetivo do ponto focal.

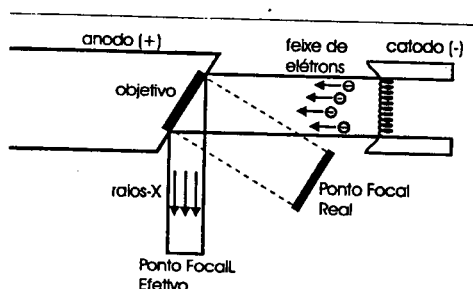


Figura 4-2 - Princípio do foco linear (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

Pode-se classificar os ânodos em fixos e giratórios. O ânodo fixo, devido à sua limitada dissipação de calor e reduzido ponto de foco, tem uso restrito para aparelhos portáteis de radiografia médica e aparelhos para Raios X dental.

O ânodo giratório, desenvolvido objetivando uma maior dissipação de calor, tem a forma de disco e é composto de Tungstênio, Molibdênio, ou até mesmo grafite ao qual se une uma liga de Rênio e Tungstênio. O disco é montado em uma haste de Molibdênio, conectada a um motor de indução. O Molibdênio é utilizado como material da haste, pois possui um alto ponto de fusão e baixa condutividade térmica, limitando a quantidade de calor conduzida pela haste ao motor (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

A utilização dos ânodos giratórios permite a aplicação de potências maiores e, conseqüentemente, menor tempo de exposição que é um dos objetivos da

proteção radiológica, pois a energia pode ser distribuída pela maior área do tubo anódico e assim dissipar mais o calor sem que ocorra a fusão e vaporização do material.

O operador do equipamento deve atentar para o fato de que o tubo tem uma capacidade máxima de operação, de forma a não danificá-lo. Para isso devem ser observados os parâmetros indicados em algumas tabelas que estabelecem os limites máximos de operação, como as curvas de rendimento máximo e de resfriamento, tanto do ânodo quanto do invólucro protetor do tubo. Este controle tem significativa importância quando são realizados testes, como por exemplo, levantamentos radiométricos, em que o tubo é submetido a várias tensões e correntes. As curvas especificam a capacidade e as condições máximas de uso e devem acompanhar o tubo de Raios X, desde sua aquisição, são construídas considerando-se vários parâmetros como tamanho do ponto focal, velocidade de rotação do ânodo, ângulo do alvo e a forma de suprimento de alta tensão. Os fabricantes informam o tamanho do ponto focal, usando a dimensão do foco efetivo (Figura 4-2), que pode variar em relação ao seu tamanho nominal em até 50%, de acordo com as margens de tolerância permitidas pela *National Electrical Manufacturers' Association* (NEMA) - Associação Nacional de Fabricantes Elétricos. Na Figura 4-3 podem ser vistas as curvas de carga para diferentes tensões aplicadas no tubo, em que a carga é a energia dispendida na geração de Raios X.

O conjunto que forma o ânodo tem uma capacidade limitada de armazenamento do calor, mesmo que seja continuamente dissipado para o óleo e para o invólucro do tubo por condução e radiação. O uso prolongado ou múltiplas exposições podem ultrapassar o limite térmico do ânodo. Estas curvas de carga independem do tamanho do filamento ou velocidade de rotação (Figura 4-4).

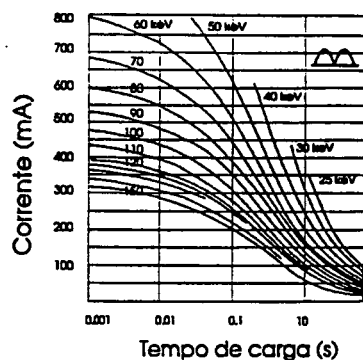


Figura 4-3 - Curvas de carga para diferentes tensões no tubo (VELASQUES, 1994).

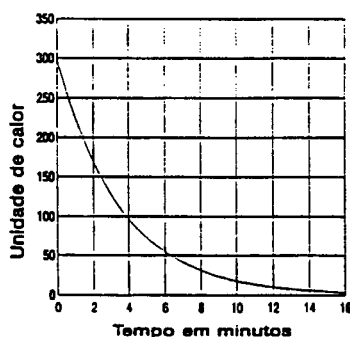
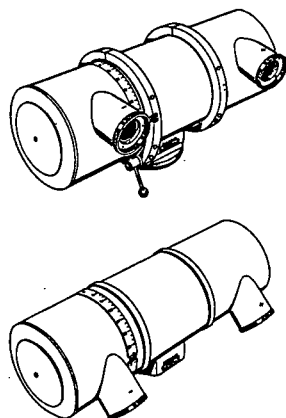


Figura 4-4 - Curva de resfriamento do ânodo (VELASQUES, 1994).

#### 4.1.1.2 - Invólucro do tubo de Raios X (calota do tubo)

O invólucro do tubo de Raios X tem a função de proteger o tubo, além de prevenir a fuga de radiação. Os Raios X saem por uma janela especial, na qual é utilizado um filtro limitador para os baixos níveis de radiação. Entre o tubo de Raios X e o invólucro, existe óleo, que tem a função de refrigerar o tubo (Figura 4-5).



*Figura 4-5 - Alojamento do tubo (SIEMENS, 1991).*

As curvas de resfriamento do invólucro comportam-se como as de resfriamento do ânodo e requerem um tempo de 1 a 2 horas para resfriar, prazo cerca de duas vezes mais demorado, caso o aparelho não tenha um circulador de ar auxiliar (VELASQUES, 1994).

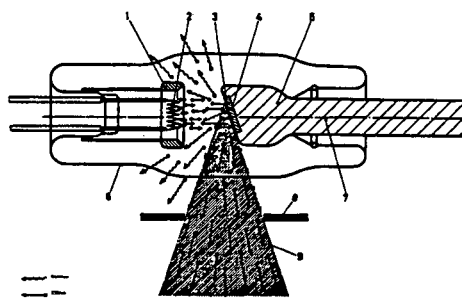
#### 4.1.1.3 Funcionamento do tubo de Raios X

A tensão aplicada nos filamentos do cátodo do tubo de Raios X gera calor, que provoca liberação dos elétrons de seus átomos. Mas estes elétrons não atravessam a barreira de vácuo presente no tubo, permanecendo na região do cátodo até que uma diferença de potencial na ordem de quilovolts (kV) seja aplicada entre os eletrodos (cátodo e ânodo). Desta forma os elétrons são acelerados do cátodo em direção ao ânodo, atravessando a região de vácuo. A interação dos elétrons com o ânodo através da frenagem ou radiação característica gera os Raios X.

É importante a presença do vácuo, pois elimina a possibilidade de atrito dos elétrons com moléculas de ar. A maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo, perde sua energia cinética de modo gradual em inúmeras colisões, convertendo-se em calor. Por este motivo o material do alvo deve ter alto ponto de fusão. A temperatura atingida

pelo alvo é tão alta que ainda são necessários métodos especiais para seu esfriamento. Após várias interações é gerada uma cascata de elétrons de baixa energia que, não possuindo mais energia para continuar ionizando os átomos do alvo, conseguem apenas excitar os elétrons das camadas mais externas, os quais retornam ao seu estado normal de energia, emitindo radiação infravermelha. Cerca de 99% da energia cinética dos elétrons incidentes é transformada em calor, e cerca de 1% produz radiação.

Quem determina a qualidade do feixe de Raios X, ou seja a força de penetração é a tensão aplicada entre os eletrodos. O número de elétrons emitidos é determinado pela temperatura do filamento, que depende da corrente elétrica. No equipamento de Raios X, o ajuste da corrente é realizado no próprio circuito de baixa tensão. A carga transportável (mAs) determina o número total de elétrons para uma dada tensão sobre os eletrodos. Se este produto for mantido constante, não serão observadas diferenças na imagem radiográfica, pois a quantidade de raios gerados depende do número de elétrons (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980). O princípio de funcionamento do tubo de Raios X pode ser visto na Figura 4-6.



*Figura 4-6 - Princípio de funcionamento de um tubo de Raios X (MONNIER, 1981).*

#### 4.1.2 Fontes de alimentação do equipamento de Raios X (geradores).

A fonte de alimentação do equipamento de Raios X é de alta tensão, e seu



valor pode ser alterado pelo botão seletor do equipamento (nível de kV), determinando a energia do feixe de Raios X (HOXTER, 1977; VELASQUES, 1994).

O tipo de rede, monofásica ou trifásica, na qual a fonte de alimentação está conectada, influencia na qualidade de radiação. Nas redes monofásicas pode-se ter fontes de alimentação com um, dois ou multipulsos por período de frequência da rede. Nas redes trifásicas, existem retificadores que geram multipulsos ou até nível DC (VELASQUES, 1994). Com a utilização dos multipulsos, os baixos níveis de tensão são eliminados, reduzindo conseqüentemente os níveis de baixa energia.

A variação da tensão aplicada ao tubo deve ser a menor possível, pois baixos valores de tensão produzem radiação de baixa energia, não fornecendo resultado claro da informação, mas prejudicando o registro no filme radiográfico ou tela (SIEDBAND, 1992).

As primeiras fontes de alimentação para equipamentos de Raios X eram compostas basicamente por um transformador de alta tensão e do tubo de Raios X. Eram de um pulso, funcionando o próprio tubo de Raios X como retificador, deixando passar meia onda da corrente AC da rede. Quem controlava o tempo de exposição era o próprio operador que ligava e desligava o conector da rede.

Este tipo de alimentação apresentava a desvantagem de emitir muita radiação de baixa energia, que não enegrecia os filmes, embora fosse absorvida pelo paciente precisando de tempo de exposição excessivamente longo e sendo impróprio para radiografar órgãos com movimento. Não permitia o ajuste de diferentes níveis de tensão e corrente. Além disso, o ânodo, quando aquecido, ficava incandescente, permitindo, em alguns casos, a passagem de elétrons em direção ao cátodo (levando o tubo a conduzir inversamente) destruindo-o.

Posteriormente, foi implementado um relógio (*timer*) que controlava o tempo de exposição, podendo-se, assim, observar uma melhora na qualidade das radiografias. Estes relógios primeiramente eram eletromecânicos, pois o tempo de exposição radiográfica era longo, não exigindo grande precisão na temporização. Nos geradores modernos, trabalha-se com tempos de exposição na ordem de milisegundos (ms), havendo necessidade de relógios eletrônicos de alta precisão.

Tendo-se controle do tempo, a preocupação seguinte foi a possibilidade de alteração do circuito de tal forma que pudesse ter um controle dos valores de tensão e corrente aplicados ao tubo. Dependendo da parte do corpo a ser radiografada, esses valores variavam de acordo com a composição e densidade, para obtenção de um bom resultado. Por exemplo, o nível de tensão utilizado para uma radiografia do tórax deveria ser diferente do que para uma radiografia da região abdominal.

A partir de então, investiu-se na obtenção de um maior aproveitamento da potência aplicada ao tubo de Raios X. Fontes de alimentação de dois pulsos foram utilizadas, gerando um aumento da radiação útil no tubo, devido à menor ondulação da tensão. Surgiram, então, as primeiras fontes de alimentação que utilizavam retificação trifásica de onda completa. A tensão aplicada do tubo era mais plana, gerando mais radiação útil nas faixas de energia desejadas. Em seguida, foram desenvolvidas as fontes de alimentação de tensão contínua e multipulso, que utilizavam semicondutores (tiristores) capazes de chavear grandes potências em altas frequências (MONNIER, 1981).

#### 4.1.3 Circuito geral de um equipamento de Raios X

A potência fornecida para uma máquina de Raios X é alta, na ordem de

vários quilowatts (kW), devido a isso, várias precauções são necessárias. A Figura 4-7 mostra um diagrama simplificado de blocos de uma máquina de Raios X. O nível de tensão (kV) do tubo de Raios X é controlado pelo ajuste de  $N_2$  no auto transformador  $T_A$  de baixa tensão. A alta tensão é obtida através do transformador de alta tensão  $T_H$ . O aquecimento do filamento é controlado por um transformador abaixador  $T_F$ . O ajuste de  $N_6$  estabelece a corrente (mA) e, pelo aquecimento do filamento, emite elétrons para o cátodo. O circuito retificador em ponte faz com que a corrente tenha sentido único positivo do cátodo para o ânodo, produzindo-se assim os Raios X (ASTON, 1990).

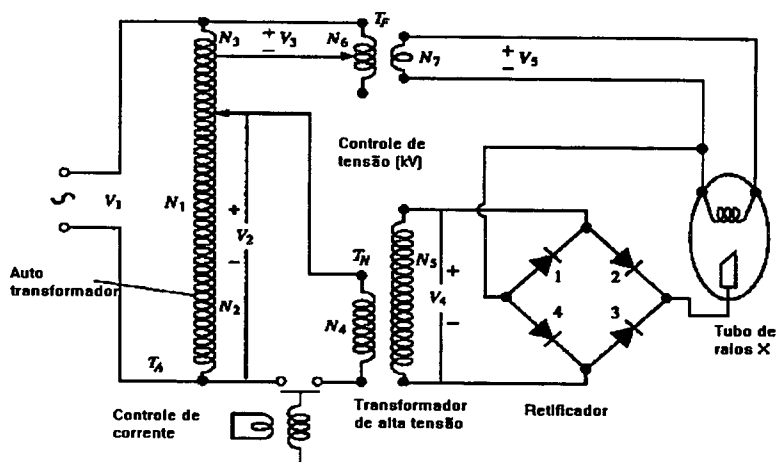


Figura 4-7 - Diagrama simplificado de blocos de uma máquina de Raios X (ASTON, 1990).

## 4.2 MODULAÇÃO DO FEIXE

A modulação do feixe de Raios X é feita pela região irradiada do corpo do paciente. O feixe de Raios X é basicamente uniforme e atravessa os vários tipos de tecidos, cuja absorção é diferenciada, e emergirá do paciente, sensibilizando o filme de Raios X. Esta modulação dá-se através da interação da radiação X com a matéria.

Nem todos os Raios X que penetram na matéria conseguem atravessá-la, alguns deles são absorvidos. Aqueles que a atravessam formam a imagem aérea<sup>1</sup>, que é afetada por fatores como: nível de corrente (miliamperagem), distância, nível de tensão entre eletrodos e forma de onda da tensão.

Existem alguns fatores que afetam a absorção de Raios X, dentre eles podemos citar: espessura, densidade e número atômico do material irradiado, meios de contraste, nível de tensão, formas de onda de tensão, filtragem e composição do objetivo (região do ânodo).

O corpo humano é complexo e constituído de diferentes estruturas e matérias que absorvem os Raios X em graus variáveis. Como por exemplo o osso que, por ser mais denso e conter elementos de maior número atômico que o tecido macio, absorve mais os Raios X. Tecidos doentes também têm absorção diferenciada dos ossos e tecidos normais. O mesmo vale para a idade do paciente, já que a quantidade de Cálcio é reduzida com o passar dos anos. À medida que se aumenta a tensão entre os terminais dos eletrodos a diferença de contraste entre osso e tecido macio é reduzida. Contraste é a diferença de intensidade dos Raios X que emergem de estruturas com diferente absorção, que depende de sua natureza (diferença de espessuras e de composição), qualidade da radiação (forma de onda da tensão de alimentação do tubo, filtragem e material do objetivo), ou seja, depende dos fatores que afetam a absorção de Raios X, bem como da intensidade e distribuição da radiação dispersa (VELASQUES, 1994).

Um aumento da corrente implica num aumento da intensidade de Raios X. Todas as quantidades que emergem do corpo também aumentam ou diminuem, ou

---

<sup>1</sup> Imagem aérea - distribuição de intensidades de Raios X, também chamada imagem no espaço para distingui-la da imagem radiográfica.

emergem a partir do material do “objetivo”. A este efeito dá-se o nome de “efeito talão”, que pode ser usado para se obter densidades equilibradas em radiografias das partes do corpo que diferem em absorção (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

O objetivo de uma radiografia é obter a imagem mais definida (nítida) possível. Os fatores que afetam esta nitidez são a penumbra e o tamanho da imagem. Portanto, a distância do objeto ao filme e o tamanho da fonte de luz e sua distância influenciam na qualidade da imagem obtida. Uma pequena fonte de radiação (ponto de foco), distante de um objeto próximo ao filme, produzirá uma imagem menos borrada e mais nítida.

Os Raios X que vêm do ponto focal e não geram uma imagem nítida são dispersos em todas as direções pelos átomos do objeto em que se chocam. Esta radiação secundária é conhecida por radiação dispersa e é indesejável para o contraste da imagem e sua quantidade, geralmente, está relacionada diretamente com o volume da matéria irradiada (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

Se o tubo for colocado próximo ou distante do objeto, a imagem aérea pode ser alterada uniformemente, mas não influencia no contraste da imagem.

#### 4.2.1 Controle da radiação espalhada

Para os procedimentos de radiologia diagnóstica, os processos de interação dos Raios X com a matéria que mais se destacam são o efeito fotoelétrico e o efeito Compton. O feixe de radiação que emerge de um objeto irradiado é formado pelas radiações primária e dispersa.

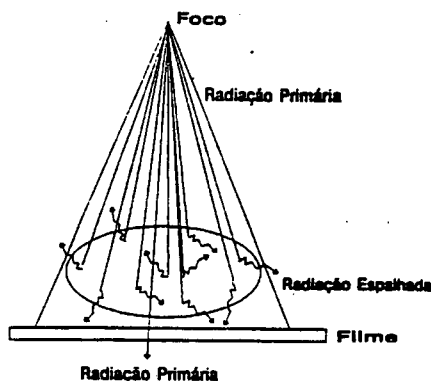
A radiação que é emitida diretamente da janela do tubo de Raios X é dita primária, e é atenuada quando interage com as estruturas internas do corpo irradiado, resultando em diferentes intensidades devido à absorção do feixe de Raios X.

A radiação dispersa, soma da radiação de fuga e da radiação secundária, é resultante das interações dos fótons primários com o objeto. A radiação de fuga é aquela emitida pelo tubo, mas que não faz parte do feixe principal, escapa da blindagem do invólucro plumbífero. A radiação secundária, para radiodiagnóstico, consiste em Raios X característicos, fotoelétrons, fótons espalhados e elétrons Compton. Devido ao pequeno alcance dos elétrons nos tecidos, os fotoelétrons e os elétrons Compton são absorvidos localmente. Os Raios X característicos, por sua vez, são muito pouco energéticos para alcançar o filme. Quando o Iodo ou o Bário são usados como contraste, estes Raios X característicos são importantes na radiografia diagnóstica, podendo alcançar o filme e produzir um efeito visível (VELASQUES, 1994).

Em geral a radiação secundária mais significativa é proveniente do efeito Compton, porque os Raios X são espalhados em todas as direções criando um campo de radiação em torno do paciente. As pessoas que tiverem que permanecer neste ambiente durante a radiografia devem ser protegidas. Além disso, a radiação espalhada diminui bastante o contraste quando atinge o filme, agindo principalmente nas regiões mais claras, mascarando os detalhes situados nestas áreas. A Figura 4-8 mostra a produção de radiação espalhada por um objeto.

#### 4.2.2 Fatores que influenciam a radiação espalhada.

Pode-se citar três fatores que influenciam a intensidade da radiação espalhada que chega ao filme: a tensão aplicada entre os eletrodos do tubo de Raios X, o tamanho do campo de radiação e a espessura do objeto.



*Figura 4-8 - Produção de radiação espalhada por um objeto (VELASQUES, 1994).*

### **1. Tensão aplicada entre os eletrodos**

À medida que a energia aumenta, o número de fótons que sofrem interação Compton também aumenta. Desta forma, pode-se reduzir o nível de tensão aplicada nos terminais dos eletrodos, pois assim o espalhamento Compton é reduzido e, conseqüentemente, obtém-se uma ótima qualidade da imagem. Mas uma redução no nível de tensão implica num aumento da absorção fotoelétrica (responsável pelo contraste do objeto) que tem como conseqüência uma aumento da dose no paciente. A quantidade de radiação que chega ao filme é reduzida, sendo normalmente compensada pelo aumento da corrente e/ou pelo tempo de exposição. Alternativas para reduzir o nível de espalhamento de radiação que atinge o receptor de imagem são discutidas na seção 4.2.3.

### **2. Tamanho do campo de radiação**

A intensidade do feixe primário permanece constante para todos os valores de campo de radiação determinados, o mesmo não acontece com o feixe espalhado que aumenta com o tamanho do campo, até atingir um limite de  $1000 \text{ cm}^2$

(VELASQUES, 1994).

### 3. Espessura do objeto

Nas regiões mais espessas do corpo, o espalhamento é maior do que nas regiões mais finas. Portanto, para gerar uma radiografia, o operador deve fazer uso do medidor de densidade, para saber então quais os ajustes (técnica radiográfica) adequados (VELASQUES, 1994).

#### 4.2.3 Métodos para redução da radiação espalhada

Sendo a radiação espalhada prejudicial tanto para o objeto irradiado quanto para as pessoas que o rodeiam, durante a radiografia e para a qualidade da imagem, deve-se usar técnicas que reduzam este tipo de radiação.

Os métodos mais comuns são: colimação (redução da área irradiada), uso de grades, técnica do afastamento do filme (*air gap*), técnica de fenda móvel (*moving slit*).

1. **Colimação** - Implica numa redução da região irradiada, diminuindo a dose em pacientes, levando à utilização de um aumento na técnica radiográfica (nível de tensão e corrente), para obtenção da mesma densidade ótica. Mas este aumento é insignificante quando comparado com a diminuição de tecido irradiado. Dentre os vários tipos de colimadores podem ser citados: os diafragmas, os cones e cilindros e os colimadores ajustáveis.

- **Diafragma**: É uma folha de Chumbo com um orifício central, presa ao cabeçote do tubo. Seu tamanho e forma definem um tamanho fixo do campo de irradiação (Figura 4-9 a).



- Cones e cilindros: Consistem em tubos metálicos, cuja forma e tamanho definem um tamanho fixo do campo de irradiação. O uso de cones vem diminuindo nos últimos anos, pois apresentam algumas desvantagens, como a limitação do tamanho de campo disponível, e a utilização de campos circulares em filmes retangulares. Além disso, existe a dificuldade de se localizar com exatidão a área a ser radiografada, provocando campos maiores do que o necessário para evitar que a área de interesse fique fora do feixe (Figura 4-9 b).
- Colimadores ajustáveis: São encontrados na maioria das novas máquinas de Raios X diagnóstico. Consistem em dois pares de lâminas de Chumbo, com ajustes independentes, que fazem entre si um ângulo de  $90^\circ$ , permitindo a formação de vários tamanhos de campo e uma colimação quase perfeita para irradiar somente a área de interesse (Figura 4-10). Normalmente os colimadores ajustáveis são acompanhados por um focalizador luminoso constituído de lâmpada e espelho. Quando bem projetados, conseguem com que o campo luminoso e o feixe de radiação coincidam. O delimitador superior observado na Figura 4-11 tem a função de evitar que o feixe incida sobre a estrutura interna do colimador (onde produz mais radiação espalhada), minimizando a radiação que se espalha dentro do tubo fora do ponto focal. O colimador inferior, bem afastado do ponto focal minimiza a penumbra.

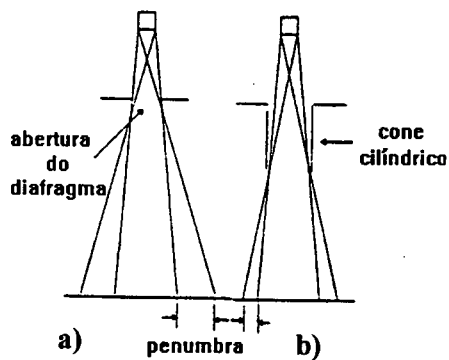


Figura 4-9 - Diagrama de colimação: a) por diafragma, b) por cone (VELASQUES, 1994).

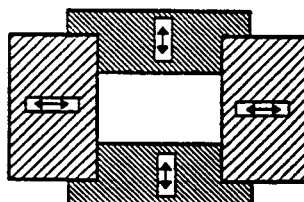


Figura 4-10 - Colimador ajustável visto de cima (VELASQUES, 1994).

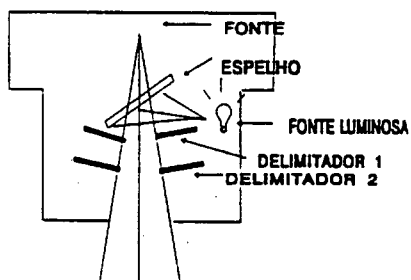


Figura 4-11 - Diagrama de um colimador ajustável com feixe luminoso (VELASQUES, 1994).

2. **Grades:** A utilização de grades é o meio mais efetivo de eliminação da radiação espalhada de um grande campo de radiação. São constituídas de lâminas alternadas de Chumbo e material radiotransparente, orientadas de tal forma que a maioria dos

raios primários passem entre elas sem atingí-las, e os espalhados sejam por elas absorvidos<sup>1</sup>. A diminuição da radiação espalhada é obtida às custas de um aumento da dose no paciente, pois as lâminas de Chumbo absorvem alguns fótons primários e o material radiotransparente absorve parte da energia destes fótons. As tiras de Chumbo da grade podem ser paralelas entre si (grade paralela), ou podem ser anguladas (grade enfocada). As grades enfocadas normalmente têm uma escala focal especificada pelo fabricante, ou seja, uma escala de distância para uso satisfatório das grades. Se a grade for utilizada fora desta escala ocorre o desfoque<sup>2</sup>. Foi Dr. Bucky, no ano de 1913, que descreveu a grade fixa cruzada, em que a sombra das linhas de Chumbo eram superpostas na imagem útil, sendo tolerável quando estas tiras eram bastante finas e uniformemente espaçadas, mas tinham a desvantagem de não conseguirem impedir a claridade da imagem. Dr. Hollis E. Potter mostrou que era possível eliminar estas sombras com a utilização de grades paralelas em movimento, pois as linhas da grade borram-se e tornam-se indistinguíveis. Este dispositivo que consiste em uma grade e um mecanismo que a movimenta chama-se diafragma Potter-Bucky, ou simplesmente um “Bucky”. Este movimento deve ser rápido o suficiente para que as tiras passem um dado ponto no filme durante a exposição. Para isso a grade deve movimentar-se de um lado para o outro. O tempo de exposição não deve ser muito curto ou a grade não será capaz de se mover o suficiente para evitar a produção de listras ou densidades irregulares no filme (Figura 4-12) (GEDDES, 1989, VELASQUES, 1994, MONNIER, 1981).

---

<sup>1</sup> Material radiotransparente - pode ser plástico, fibra ou alumínio.

<sup>2</sup> Desfoque - diminuição da intensidade dos Raios X, conforme as linhas laterais se aproximam da fonte.

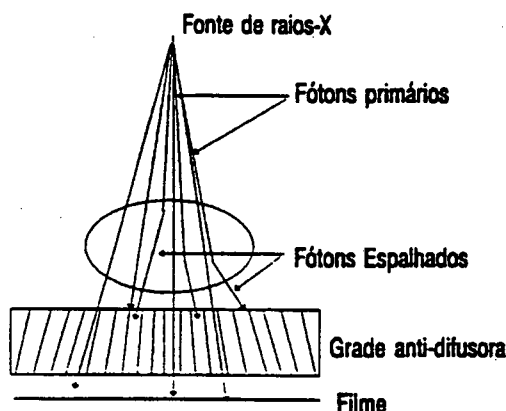


Figura 4-12 - Princípio da grade (VELASQUES, 1994).

**3. Técnica do Air Gap** - A técnica do *Air Gap* consiste num afastamento do filme em relação ao paciente, criando um espaço de ar entre eles (Figura 4-13). Parte da radiação espalhada que atingiria o filme na posição normal não o alcança na posição afastada. Os problemas relativos a esta técnica são a magnificação da imagem, perda do detalhe causado pelo aumento da penumbra e aumento da dose no paciente. Uma forma de minimizar estes problemas é fazer com que a distância foco-filme tenha de 2 a 3 metros. Utiliza-se esta técnica para radiografia de tórax de pessoas grandes ou obesas (VELASQUES, 1994).

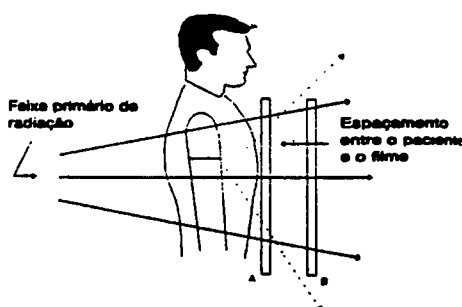


Figura 4-13 - Técnica do Air Gap (VELASQUES, 1994).

**4. Técnica da Fenda Móvel** - O paciente recebe um feixe de Raios X colimado com o

formato de uma fenda que se move de forma sincronizada com o tubo e com outra fenda junto ao filme, eliminando-se grande parte da radiação espalhada sobre o paciente, melhorando o contraste radiográfico, e reduzindo a dose no paciente (Figura 4-14).

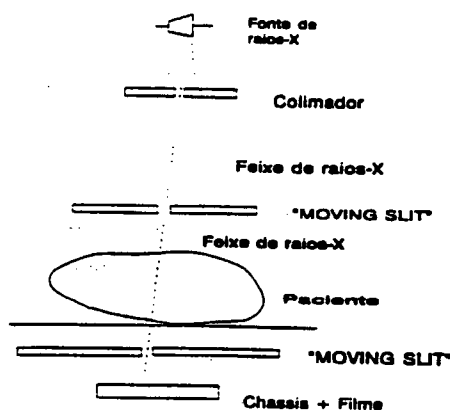


Figura 4-14 - Técnica do Moving Slit (VELASQUES, 1994).

### 4.3 TRANSDUTOR

Outro dispositivo que auxilia na formação da imagem é o transdutor que transforma a configuração dos Raios X em imagem visível. Alguns equipamentos que servem como transdutores são a tela fluoroscópica (imagem em tempo real), intensificadores de imagem (operações na imagem antes desta ser visível) ou um simples filme radiológico, primeiramente formando a imagem latente do filme e, posteriormente, a revelação do mesmo (sistema tela-filme).

#### 4.3.1 Gravação da imagem

A passagem de uma imagem invisível para um padrão visível, é feita através de conversores de imagem que podem ser chamados de receptores ou detetores,

podendo tomar formas variadas como:

- Revestimento de Haleto de Prata em suporte de plástico ou de papel;
- Materiais fluorescentes que convertem energia de Raios X em luz, podendo ser utilizados para expor filmes de Haleto de Prata, geralmente chamados de écrans;
- Materiais metálicos, Chumbo, Óxido de Chumbo, que interagem com os Raios X produzindo elétrons, que por sua vez podem interagir com Fósforo ou filmes de Haleto de Prata, e outros;
- Placas de Selênio carregadas, cuja distribuição é alterada pela interação com os Raios X (Xerorradiografia);
- Conjuntos de câmaras de ionização ou semicondutores que absorvem os Raios X para produzir pulsos de tensão podendo então ser visualizados nos tubos de raios catódicos (Tomografia Computadorizada).

Neste trabalho, a ênfase será dada aos materiais fluorescentes ou écrans, utilizados em conjunto com filmes de Haleto de Prata.

#### 4.3.1.1 Écrans

Um écran consiste em uma camada de pequenos cristais de Fósforo aglutinados sobre uma superfície lisa e uniforme de suporte de plástico, papel ou papelão. Um revestimento protetor é aplicado nas superfícies externas destas camadas para evitar desgaste, umidade, manchas e permitir a limpeza.

O écran pode possuir uma camada fina entre o suporte e o Fósforo, que contém um material refletor tal como o Dióxido de Titânio, ou em outros casos, um

material absorvente de luz.

Os écrans disponíveis no mercado têm uma camada de Fósforo cuja espessura está entre 70 a 250 micrômetros. O tamanho dos cristais de Fósforo varia de 3 a 15 micrômetros e a espessura do revestimento protetor é de aproximadamente 8 a 20 micrômetros (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980; BUSHONG, 1993).

Os Raios X têm a propriedade de fluorescer certas substâncias (Fósforos), ou seja, podem emitir luz e radiação ultravioleta. Dependendo do Fósforo escolhido e de seu tratamento durante a fabricação pode-se obter luz de praticamente qualquer cor.

Outra forma de visualização da imagem é através de painéis para fluoroscopia. Era comum os radiologistas estudarem partes do corpo em movimento através desta técnica. Estes painéis continham como Fósforo o Sulfato de Zinco que emitia luz amarelo-esverdeada, sensibilizando o olho humano. Também era utilizado o Tungstato de Cálcio, escolhido por causa de sua emissão nas regiões azuis e ultravioletas do espectro, onde a sensibilidade das emulsões de Haleto de Prata utilizadas em filmes de Raios X é alta. Mais recentemente têm sido usados Fósforos como o Sulfato de Bário, Fluorcloreto de Bário, Lantânio Oxibromureto e Oxissulfuretos de terras raras<sup>3</sup>.

O Fósforo para ser utilizado em écrans intensificadores deve obedecer certos requisitos, como alta absorção de Raios X, alto rendimento de conversão (Raios X em luz), espectro de emissão de luz adequado, adaptabilidade aos processos de fabricação, capacidade de resistir a variadas condições ambientais (tais como o calor tropical e a umidade) e não deve apresentar luminescência residual ou demora em sua

---

<sup>3</sup> Fluoroscopia - observação direta das imagens produzidas no écran fluorescente pelos Raios X absorvidos.

atividade<sup>4</sup> (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

Sempre que um cristal de Fósforo absorve um fóton de Raios X, emite um fóton de luz visível e seu brilho é diretamente proporcional à energia dos Raios X. Por serem mais espessos e mais absorventes que o filme radiográfico, conseguem absorver mais fótons de Raios X do que o filme.

A utilização do écran intensificador, oferece algumas vantagens, das quais pode-se citar:

- Menor tempo de exposição, diminuindo o borrão da imagem, que pode ocorrer em caso de movimentação do paciente;
- Redução na dosagem da radiação para pacientes e funcionários;
- Maior durabilidade do tubo de Raios X;
- Maior flexibilidade na seleção de tensão, permitindo maior ajuste do contraste da radiação.

Uma das formas de classificação dos écrans intensificadores fluorescentes é através de categorias, de acordo com a intensidade de saída da luz (velocidade)<sup>5</sup>. O termo velocidade, utilizado em fotografia, é inversamente proporcional à exposição requerida para produção de um dado efeito. Se a exposição for a mesma para um material lento ou rápido, o efeito fotográfico neste último é maior. Os écrans são divididos em três categorias de acordo com a velocidade: a) baixa, também chamada detalhe ou alto poder de resolução; b) média, chamada universal, meia velocidade, geral; c) alta, ou de alta velocidade.

---

<sup>4</sup> Luminescência residual (fosforescência) - tendência do fósforo continuar a emitir luz após a exposição dos Raios X.

<sup>5</sup> Velocidade - alguns autores utilizam o termo sensibilidade no lugar de velocidade.



Os écrans têm a desvantagem de aumentar o borrão da imagem radiográfica em relação ao filme sem écrans, devido à deterioração do contato entre écran e filme, que resulta da difusão ou dispersão da luz no seu percurso através do écran, do Fósforo (onde se origina) até o filme onde é gravada. O aumento da distorção é proporcional ao aumento da intensidade da luz. Para contornar este problema é preferível o uso de Fósforos de terras raras em vez do Tungstato de Cálcio.

Deve-se inspecionar e limpar os écrans regularmente, pois qualquer matéria estranha pode interferir no diagnóstico, produzindo sombra, que confunde a imagem. Detritos podem arranhar ou danificar os écrans, havendo assim a necessidade de uma substituição antes do término de seu tempo útil. Os écrans devem ser limpos conforme instruções do fabricante para evitar danos em sua superfície, que deve ser mantida seca para evitar manchas e impurezas, algumas das quais podem danificar o écran permanentemente.

#### 4.3.1.2 Filmes radiográficos

Inicialmente, os dispositivos que registravam a informação modulada no feixe de Raios X (após sua passagem por algum meio) eram chapas de vidro. O ano de 1918 foi marcado por um significativo avanço nos filmes de Raios X, sendo lançado o primeiro filme com emulsão dupla e alta velocidade. Com isso, chassis com telas intensificadoras de ambos os lados poderiam ser utilizados, reduzindo o tempo de exposição.

Os filmes fotográficos têm sensibilidade tanto para a luz quanto para os Raios X, podendo gravar a imagem aérea diretamente pelos Raios X, ou com a luz proveniente de écrans intensificadores. A exposição de um filme aos Raios X sem écrans, exige uma quantidade maior de radiação, pois o tempo necessário para geração

da imagem latente é em torno de 3 a 4 vezes maior, já que o filme é mais sensível à luz visível do que aos Raios X. Os filmes sem écrans podem ser usados para estudos de extremidades, onde o risco da radiação para o paciente é baixa e deseja-se obter uma imagem livre do borrão produzido pelos écrans intensificadores.

O filme radiográfico é composto por duas camadas muito finas (5 a 10  $\mu\text{m}$ ) de emulsão fotográfica, fixas sobre uma base flexível plástica (180 a 200  $\mu\text{m}$ ) que contém em suspensão cristais de Brometo de Prata em material gelatinoso (Figura 4-15). O duplo revestimento diminui a exposição requerida para produzir uma imagem satisfatória reduzindo também a radiação no paciente. Mas para alguns exames, como mamografia e extremidades, é preferido o uso de simples revestimento com um só écran.

Entre a emulsão e a base existe uma fina camada adesiva assegurando a adesão da emulsão à base. Em torno à emulsão há uma camada de proteção que diminui a possibilidade de danos à sensível superfície do filme, permitindo facilidade para uma manipulação antes da exposição.

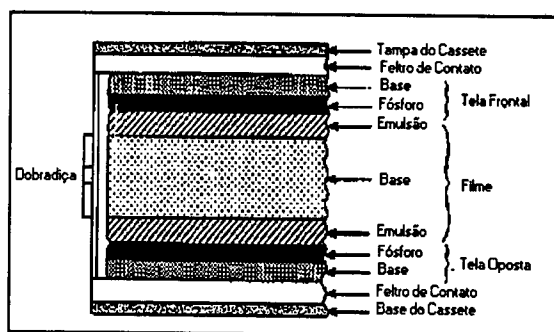


Figura 4-15 - Estrutura básica de uma combinação de filme-écran radiográfico (BUSHONG, 1993).

A base do filme serve como estrutura para emulsão, mas é flexível e geralmente feita de poliéster. Os requisitos de segurança são estabelecidos pelo American National Standards Institute - ANSI (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980; BUSHONG, 1993).

A formação da imagem consiste na interação dos Raios X com a emulsão do filme que é constituída de uma mistura homogênea de cristais de Prata, produzindo informações para caracterizar a imagem radiográfica. Na emulsão, 95% dos sais de Prata são Brometo de Prata e o restante Iodeto de Prata, possuindo número atômico alto ( $I=53$ ,  $Br=35$ ,  $Ag=47$ ) quando comparado à gelatina e à base ( $Z=7$  para ambos). A emulsão (gelatina) desempenha algumas funções além de agir como um veículo para manter o composto de Prata na forma de microcristais de Haleto de Prata uniformemente distribuídos.

A rede cristalina da emulsão deve possuir imperfeições em forma e estrutura para formar a imagem. Estas imperfeições são contaminações químicas que são introduzidas na rede do cristal denominado ponto sensível. Dependendo de como estes cristais são fabricados e distribuídos na gelatina, haverá diferença em velocidade, contraste e resolução. O número de pontos sensíveis por cristal, a concentração dos cristais na emulsão e a forma de distribuição dos cristais afetam o desempenho característico do filme radiográfico.

#### 4.3.1.3 Processamento radiográfico

Para obtenção da imagem radiográfica, as seguintes etapas devem ser obedecidas (Figura 4-16): formação da imagem latente, revelação, fixação da imagem (processamento do filme) e secagem do filme (BUSHONG, 1993).

A intenção do processamento radiográfico, é transformar a imagem latente em grãos de Prata metálica preta. Martin Smith e Hodgson idealizaram, em 1929, o método de padronização da revelação, recomendaram que fosse estabelecido um tempo constante de revelação em função da temperatura, baseado na taxa de exaustão do revelador. No ano de 1960, Du Pont introduziu a base de poliéster (BUSHONG, 1993).

## 1. Formação da Imagem latente:

Quando o filme é exposto ao feixe de Raios X ou fótons de luz, as interações com os cristais do Haletto de Prata liberam elétrons de alguns íons de Brometo carregados negativamente (Br), causando a liberação do gás Bromo ( $\text{Br}_2$ ). O elétron liberado combina-se com íons de Prata carregados positivamente na rede cristalina. A agregação de um pequeno núcleo de átomo de Prata (Ag) tornará o cristal de Brometo de Prata sensível à revelação (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980; BUSHONG, 1993).

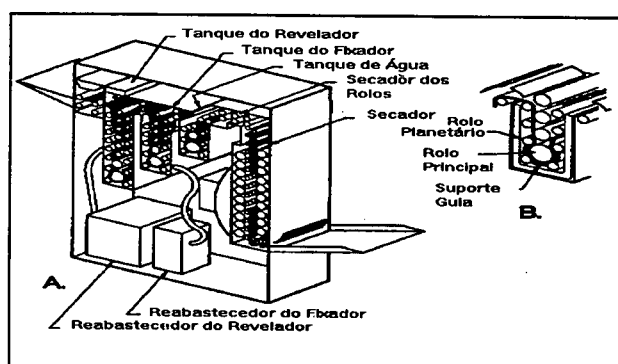


Figura 4-16 - Processadora automática de filmes radiográficos (BUSHONG, 1993).

## 2. Processo de revelação:

A revelação do filme é um dos maiores fatores que afetam a qualidade da imagem, principalmente nas processadoras automáticas, pois o líquido revelador deve conter substâncias químicas adequadas e ser renovado após a revelação de um certo número de radiografias indicado pelo fornecedor do químico. O tempo de imersão e temperatura e as condições mecânicas da processadora devem ser tais que forneçam a melhor qualidade da imagem.

A amplificação da imagem latente é comumente conhecida como

processo de revelação, pelo qual a imagem latente se transforma em imagem visível. Aos íons Prata estabilizados é acrescentado mais Prata até que ocorra a formação de um grupo visível de Prata. É o primeiro estágio no processamento do filme.

### **3. Processo de fixação**

Consiste na retirada dos Cristais de Prata; em que a Prata não revelada é removida de forma mais lenta que a revelada, e posteriormente feita a lavagem e a secagem do filme.

Os Haletos de Prata não revelados devem ser removidos da emulsão para que a imagem seja fixada antes de ser exposta à luz. Este passo acompanha o uso de um agente clareante com a função de não expor os cristais Haletos, mas removê-los da emulsão. O principal agente fixador é o agente clareante, mas também estão incluídos um ativador, endurecedor e água como solvente (BUSHONG, 1993).

No caso de tanques de revelação, os possíveis restos de fixador são removidos com a lavagem. A água que está no tanque deve estar circulando para evitar acúmulo de químicos.

### **4. Secagem**

A secagem do filme é feita com ar quente que circula por dentro dos canos com abertura voltada para os rolos da processadora por onde o filme passa (BUSHONG, 1993).

O processamento automático tem algumas vantagens em relação ao manual, como o tempo de revelação reduzido e maior uniformidade da revelação (se os químicos forem empregados corretamente). Em caso de redução do tempo de processamento, a temperatura e a concentração dos produtos químicos devem ser

aumentadas, pois são variáveis que podem afetar a qualidade da imagem.

Os produtos químicos fabricados para processamento manual não devem ser utilizados para o processamento automático, pois os produtos utilizados numa processadora automática são mais concentrados. A temperatura deve ser mantida em torno de 20°C para o processamento manual e a 35°C para o processamento automático.

#### 4.3.2 Procedimento radiográfico

O controle do procedimento radiológico define a qualidade da imagem final. O procedimento para realização de um exame radiológico, possui as seguintes etapas:

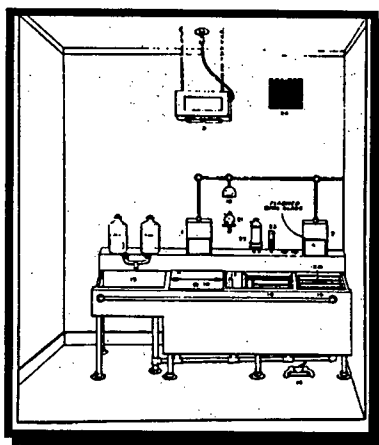
- Utilizar marcadores de filmes e identificação do paciente;
- Posicionar a parte do corpo de interesse e fazer o alinhamento do raio central;
- Tomar medidas de proteção radiológica;
- Selecionar os fatores de exposição (técnica radiográfica) no painel de controle do equipamento de Raios X;
- Realizar a exposição;
- Processamento do filme (revelação).

A radiografia é o processo de produção de imagens, incluindo o filme de Raios X e a imagem nele contida. No entanto, na prática, o termo “radiografia” é erroneamente utilizado como sinônimo de filme de Raios X, o qual refere-se apenas ao material sobre o qual a imagem radiográfica é exposta (BONTRAGER, 1996; BRONZINO, 1995).

Os “Marcadores de filmes e identificação do paciente” incluem dados do paciente como nome, data, número de identificação, posição direita ou esquerda, também identificando se é o membro direito ou esquerdo, além de outros marcadores que podem indicar as iniciais do técnico radiologista e a hora da realização do exame.

#### 4.3.3 Câmara escura

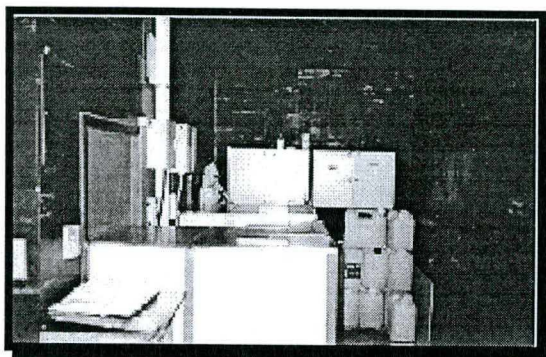
A câmara escura é o local usado para carregar e descarregar cassetes, além de alimentar a processadora automática. É assim chamada porque os processos nela realizados requerem ausência de luz branca. A luminosidade neste ambiente deve ser monocromática e apresentar um comprimento de onda não compatível com o filme, podendo existir uma luz de segurança a qual não deve sensibilizar os filmes. O filme torna-se mais sensível após a exposição e deve ser cuidadosamente manuseado para preservar a imagem radiográfica. A Figura 4-17 mostra uma câmara escura do início do século, enquanto a Figura 4-18 mostra uma câmara escura típica na atualidade.



*Figura 4-17 - Estilo de Câmara escura em 1918.*

Os filmes de Raios X são projetados para não serem sensíveis a alguns comprimentos de onda de radiação luminosa que vão do laranja ao vermelho, permitindo que sejam utilizados baixos níveis de iluminação com comprimentos de

onda que possibilitem a realização das atividades dentro da câmara escura. Diferentes filmes podem ser sensíveis a comprimentos de ondas diferentes necessitando de filtros também diferentes. A luz de segurança (filtro de segurança) pode ser colocada próxima ao teto garantindo que a luz perca sua intensidade, sendo refletida do teto para a área de trabalho.



*Figura 4-18 - Foto de uma Câmara Escura típica nos dias atuais.*

Uma iluminação direta é possível se forem utilizados filtros de segurança com baixa intensidade e com uma distância de até 1,25 metros do ponto de trabalho. O material fotográfico varia largamente em sua velocidade e sensibilidade para luzes de diferentes cores, implicando que a intensidade da luz e a cor da lanterna de segurança também devem variar, exceto nos casos em que a sensibilidade do material não permita o uso desta lanterna. A sensibilidade de uma emulsão não corta abruptamente em um ponto particular do espectro, podendo ser sensível à luz de cores que estão fora de sua faixa normal. Isto mostra a necessidade de manter-se a iluminação fornecida pela lanterna tão baixa quanto possível.

Uma das formas de manter a câmara escura sem iluminação externa é utilizando porta dupla de entrada ou um labirinto, mas a porta simples também pode ser usada tendo a desvantagem de exigir que os filmes estejam absolutamente protegidos



contra a luz, e a processadora inoperante sempre que a porta for aberta. A vantagem de sua utilização é de possuir baixo custo de instalação e não utilizar muito espaço. Este tipo de porta deve possuir uma luz externa indicando se a câmara está ou não em funcionamento, evitando assim risco de exposição acidental dos filmes.

A luz branca deve ser utilizada apenas para manutenção e limpeza, para isso, todas as caixas de filmes e os chassis devem estar completamente fechados (NOGUEIRA, 1996).

Qualquer falha durante as etapas que ali se desenvolvem pode acarretar repetição de todos os procedimentos envolvidos para a realização de um exame. Na câmara escura deve existir ar condicionado, para manter a temperatura e umidade relativa dentro de limites bem definidos. Um suplemento de ar adequado deve ser mantido com controle de umidade relativa em níveis entre 40 % e 60% .A temperatura da câmara deve obedecer o que especifica o fabricante de filmes, sendo indispensável dispositivos de calefação no inverno e refrigeração para o verão de tal forma que a temperatura permaneça na faixa de 15°C a 22°C.

A ventilação é outro fator de importância, pois os vapores químicos emanados da processadora automática de filmes pode subir. No caso de má ventilação, esses vapores podem evaporar e condensar, contaminando as substâncias químicas da processadora, podendo também prejudicar diretamente os filmes radiográficos, reduzindo sua qualidade. A câmara deve ser ventilada com uma troca do volume do ar a uma taxa de 6 vezes por hora, aproximadamente (BUSHONG, 1993).

Deve ser feita a limpeza geral diária da câmara escura, pois qualquer fragmento de sujeira na área de manuseio dos filmes radiográficos pode ocasionar alterações ou deformações na imagem radiográfica. Qualquer substância química que

venha a ser derramada deve ser limpa imediatamente, pois ao secar, converte-se em pó, podendo depositar-se nas superfícies das películas e nos écrans, causando manchas nas radiografias. Uma lâmpada com luz ultravioleta pode ser usada para visualização de focos de pó e sujeiras nas câmaras escuras, pois estes focos florescem na presença da luz ultravioleta (mas deve-se ter cuidado pois nem toda sujeira é fluorescente). Os filtros dos condicionadores de ar devem ser periodicamente limpos. As paredes devem ser cobertas com azulejos, mármore, mosaico ou pintadas com tinta lavável, não importando muito sua cor, já que só será refletida a luz vinda das lanternas de segurança. No entanto, tornando-se preferível o uso de cores claras, que refletem mais a iluminação das lanternas de segurança (as cores mais recomendadas são o âmbar ou laranja). As paredes da câmara devem ser lisas e impermeáveis, e os cantos da sala devem ser arredondados a fim de facilitar a limpeza.

O piso impermeabilizado de tal forma que resista à umidade e à ação das substâncias químicas, podendo alternativamente ser utilizado asfalto, cimento ou materiais sintéticos (paviflex). O teto deve ser o mais alto possível, para que os produtos químicos utilizados na câmara escura possam ser dissipados. A cor do teto pode ser branca, devido à utilidade quando se usa luz indireta na iluminação da câmara escura pelas lanternas de segurança.

É ideal que a passagem dos cassetes contendo os filmes radiográficos seja feita através de uma abertura ou janela que permita seu trânsito entre a câmara escura e o exterior. Este sistema é bastante popular por causa de sua rapidez agilidade e conveniência.

A Figura 4-19 mostra um modelo de disposição típica para uma câmara escura. A processadora fica localizada na parede entre a câmara escura e a sala de

interpretação (câmara clara).

A câmara escura deve estar separada por paredes que não permitam a passagem de luz do ambiente em que são realizados os exames que envolvem radiação ionizante, pois a radiação inutilizaria todo material sensível. As paredes devem ser blindadas com lâminas de Chumbo, de espessura conveniente ou rebocadas com argamassa, que deve conter suficiente quantidade de Sulfato de Bário.

Somente a parte onde são colocados os filmes a serem revelados estende-se para o interior da câmara. A processadora é usualmente colocada na parte externa da câmara, facilitando sua manutenção. Os equipamentos utilizados devem estar dispostos de uma forma lógica, de modo a otimizar o trabalho realizado pelo operador da câmara escura e todo setor de radiologia.

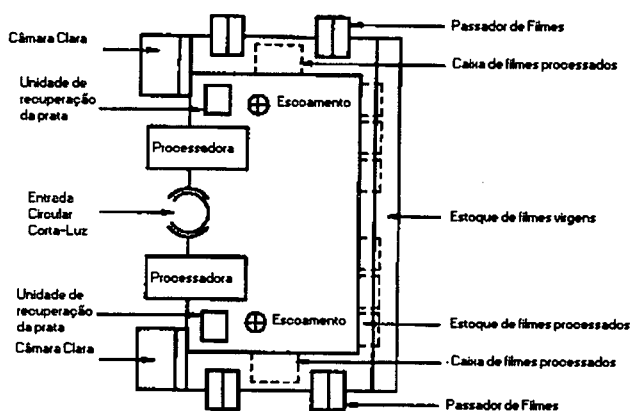


Figura 4-19 - Planta típica de uma câmara escura (BUSHONG, 1993).

A câmara escura deve ser a mais espaçosa possível, dependendo do volume de trabalho que nela será executado e das condições de construção do local escolhido. É essencial que a câmara permita que as atividades nela executadas possam, em questão de espaço, ter um perfeito funcionamento, com comodidade.

Visando um melhor desempenho, a implantação de um tipo de interfone facilitará a comunicação com o técnico que está trabalhando na câmara escura.

#### 4.3.4 Câmara clara (CC)

É na câmara clara (CC) que são realizadas as interpretações dos filmes. As condições ambientais devem ser eficientes e agradáveis com boas condições de iluminação dentro de limites bem definidos (NOGUEIRA, 1996; BUSHONG, 1993). A CC deve estar sempre limpa e sem particulados, para melhor atuação da lanterna utilizada para interpretação do filme. Deve possuir piso anti-derrapante, transmissor de eletricidade e de fácil limpeza. As paredes pintadas com tinta lavável, e a cor escolhida deve ser tal que não reflita qualquer luz vinda de alguma fonte indesejável. A área útil e a disposição dos acessórios é outro fator a que se deve dar importância.

A área de uma câmara clara está definida nas Normas Para Projetos Físicos De Estabelecimentos Assistenciais De Saúde, Ministério da Saúde. Quanto à iluminação de uma C.C, deve-se utilizar a norma NBR 5461 para garantir melhores condições de visualização das imagens nos iluminadores (NOGUEIRA, 1996).

#### 4.4 APLICAÇÕES

A radiologia é a técnica mais empregada na geração de imagens do corpo humano. Ela é a tecnologia mediante a qual se obtém imagens para diagnóstico médico, em que são feitas projeções frontais do objeto de interesse. O equipamento mais simples, que permite obter a imagem de qualquer parte do corpo humano é utilizado em salas de emergência, traumatologia e radiologia geral (ZUCCARO, 1995; BUSHONG, 1993).

#### 4.4.1 Fluoroscopia

Foi Thomas A. Edison quem inventou a fluoroscopia em 1896. Sua principal utilidade é a realização de exames dinâmicos, ou seja, visualização do movimento de estruturas e líquidos (BUSHONG, 1993).

A fluoroscopia ou radioscopia convencional utiliza écran fluorescente que se ilumina com os Raios X. Devido a esta iluminação ser muito fraca, o ambiente deve estar livre de luz para que a imagem possa ser visualizada na tela, sendo indispensável uma adaptação à obscuridade de pelo menos 10 minutos. Esta técnica permite um estudo cinético, mas é imprecisa, pois não deixa nenhum documento, ou seja, o médico visualiza o paciente durante o exame, sem registrar a imagem. Outro problema é que expõe o paciente a longo tempo de irradiação (MONNIER, 1981).

A fluoroscopia é uma técnica em que o equipamento deve dispor de um *timer*, o qual interrompe a irradiação depois de um tempo pré-selecionado, em que um sinal audível deveria ser dado antes da interrupção (VELASQUES, 1994; BRONZINO, 1986).

Os equipamentos mais modernos dispõem de um intensificador de imagem, onde os Raios X bombardeiam uma tela de Fósforo fluorescente (écran primário), que libera fótons de luz e estes atingem o fotocátodo situado atrás do écran, emitindo elétrons, proporcionalmente à intensidade luminosa do écran primário. Esses elétrons são acelerados e concentrados para convergir ao écran de saída (écran secundário). A imagem, então, pode ser analisada por uma câmara de televisão e retransmitida a um receptor, onde é possível a visualização à luz do dia (Figura 4-20).

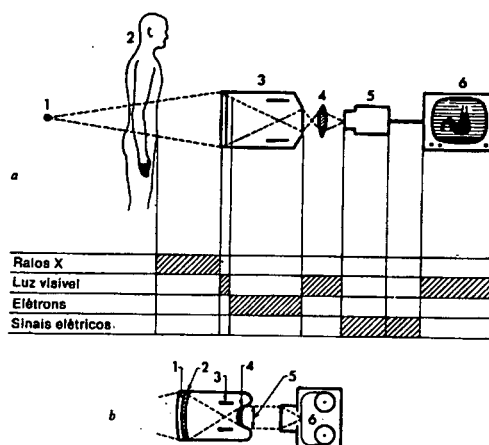


Figura 4-20 - Amplificador de Imagem e Conjunto Radiológico,: a) Conjunto radiológico comportando: 1 Tubo de Raios X, 2. Tórax do paciente, 3. Amplificador de imagem, 4. Óptica, 5. Câmara de televisão, 6. Receptor de televisão - b) Amplificador de imagem: 1. Tela fluorescente, 2. Fotocátodo, 3. Lentes de concentração eletrônica, 4. Tela secundária, 5. Objetiva óptica, 6 Dispositivo de registro (MONNIER, 1981).

Para visualização dos vasos sangüíneos, a realização de estudo do sistema gastrointestinal, bem como do aparelho urinário ou tecidos macios, faz-se uso de um líquido de contraste radiopaco.

A fluoroscopia é utilizada também no centro cirúrgico, onde é necessário um equipamento que permita além da obtenção de uma radiografia de controle, a monitoração da intervenção cirúrgica. O equipamento utilizado tem a forma de um arco em C, contendo em um extremo o tubo de Raios X e no outro, um intensificador de imagem.

#### 4.4.2 Angiografia

A angiografia é procedimento utilizado para visualização dos vasos sangüíneos do corpo. Como o sangue está em movimento, a imagem obtida apresenta distorção por efeito do borrão cinético.

O sistema de angiografia constitui-se também de um equipamento de Raios X, que registra as imagens, utilizando para isso uma filmadora de 35 mm, rolos de filme, ou uma câmara de TV de alta resolução, e uma memória de grande capacidade de

armazenamento (no caso digital). Para angiografia cardíaca, existem algumas exigências especiais, já que o coração “move-se” 70 vezes por minuto, e contém artérias de pequeno diâmetro como as coronárias, as quais se estuda para verificar a eficiência na irrigação do músculo cardíaco, sendo utilizados filmes de 35 mm a uma velocidade de 30 a 200 imagens por segundo. Apesar do crescimento de métodos como Ultra-som, Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM), a angiografia continua sendo o processo mais utilizado em cardiologia intervencionista.

Para a angiografia com subtração digital, registra-se a imagem da região de interesse antes da chegada do contraste pela corrente sangüínea, e após sua chegada. A subtração destas imagens, permite a visualização mais clara do caminho do contraste (ZUCCARO, 1995).

#### 4.4.3 Radiologia Digital por Luminescência (RDL)

A radiologia digital por luminescência (RDL) é uma forma alternativa de registro da imagem. Este sistema foi apresentado pela primeira vez em 1981 pela FUJI conhecido com a denominação de SP (*storage phosphor*). Podem ser utilizados equipamentos de Raios X convencionais para produção da imagem, sendo que a diferença está no tipo de receptor da imagem, no qual o chassi, em vez de armazenar um filme e écrans, utiliza uma folha de memória reutilizável, estruturada da mesma forma que o écran convencional. A energia da radiação recebida não é convertida diretamente em luz (como é o caso do écran), nem copiada num filme fotográfico. O que ocorre é uma interação da energia dos Raios X com elétrons de um material (capa), que excitados passam para a banda de condução de maior energia, permanecendo instáveis, convertendo a imagem latente em imagem digital. Mediante a aplicação de um raio laser

de He-Ne (633 nm, luz vermelha), os elétrons retornam à banda de valência estável e emitem em sua operação, energia em forma de luz azul (400 nm). Para separar a luz do laser e o sinal de luz azul (que varia de acordo com a intensidade do feixe de Raios X) utiliza-se um filtro. O sinal passa posteriormente por um fotomultiplicador, convertendo-se em sinal elétrico. Posteriormente, passa por um conversor A/D com 1024 valores de escalas de cinza por ponto de imagem. Estes dados digitais são transmitidos a um processador de imagens para tratamento posterior (ZUCCARO, 1995).

#### 4.4.4 Tomografia Computadorizada

A grande desvantagem da radiologia convencional é a sobreposição dos órgãos e tecidos atravessados pelos Raios X, o que dificulta e, às vezes, impede o diagnóstico médico.

Surgiu então, no início da década de setenta, na Inglaterra a Tomografia Axial Computadorizada (TAC) ou Tomografia Computadorizada (TC), permitindo que sejam feitos cortes transversais do corpo humano, pelos quais um segmento do corpo é irradiado em várias direções por feixes de Raios X. À partir desta detecção constrói-se uma imagem plana do segmento, tal como se tivesse sido removido do corpo em uma vista perpendicular.

Dois métodos de tomografia podem ser utilizados: linear e computadorizada.

A Tomografia Linear é realizada por meio de um aparelho cuja cúpula de Raios X move-se simultaneamente em direção oposta ao filme, sendo a ele conectado por uma haste. O plano de corte escolhido é o único que permanece sem movimentação, permitindo a visualização num sentido longitudinal, de acordo com o posicionamento



do paciente.

Na Tomografia Computadorizada (TC), um segmento do corpo é irradiado em todas as direções por feixes de Raios X, através da detecção destes feixes transmitidos através da seção, reconstrói-se uma imagem plana do segmento, tal como se este tivesse sido fisicamente removido do corpo e irradiado numa vista perpendicular.

Desde o surgimento da tomografia computadorizada, pode-se dizer que esses equipamentos são classificados em quatro gerações.

Na primeira e segunda geração, tanto o tubo quanto o bloco de detectores moviam-se em torno do paciente com movimentos transversais e rotacionais. Na terceira geração diminuiu-se o tempo de aquisição dos dados ao eliminar-se a translação. Tanto o tubo de Raios X, quanto os detectores rodam simultaneamente em torno do paciente. A quarta geração, deixou os detectores estáticos e só faz rodar o tubo de Raios X. A terceira geração foi a mais popular entre os fabricantes mais reconhecidos.

Os detectores captam os Raios X, transformando-os em sinal analógico (em forma de corrente elétrica, na ordem de 60  $\mu$ A). Esses sinais são amplificados fazendo-se uso de um circuito especial, que permite um bom cancelamento do ruído. São convertidos em sinais digitais, na matriz de imagem, e em sinal de vídeo, o que permite sua visualização em um monitor de imagens, onde o operador manipula a informação, a fim de possibilitar um diagnóstico correto (CHO, 1993; ZUCCARO, 1995; BUSHONG, 1993).

Na Tomografia em espiral há um deslizamento contínuo da mesa do paciente, entretanto a combinação do tubo de Raios X e o bloco de detectores roda ao redor do paciente. Com o espiral, obtém-se informações de volumes em vez de simples cortes transversais o que permite a reconstrução de imagens tridimensionais, assim

como a obtenção de imagens angiográficas. A técnica de tomografia em espiral é ilustrada Figura 4-21.

A Super TC é um novo modelo de equipamento que está revolucionando o mundo da TC. Trata-se do *Electron Beam Tomograph* (EBT), pelo qual consegue-se adquirir imagens em frações de segundo (o tempo normal dos tomógrafos oscila em torno de 2 s), pois a mecânica foi substituída pela eletrônica. Tanto o tubo quanto os detectores, movimentam-se ao redor do paciente (ZUCCARO, 1995).

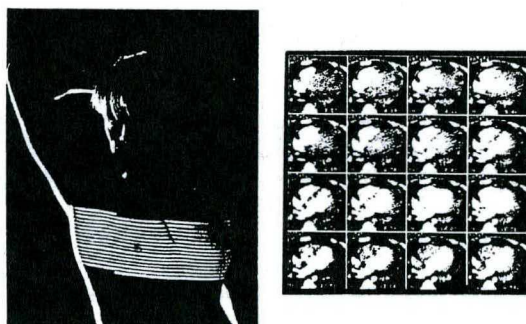


Figura 4-21 - Tomografia em espiral (ZUCCARO, 1995).

#### 4.4.5 Mamografia

O exame radiográfico dos tecidos moles utiliza técnicas diferentes em relação às utilizadas em uma radiografia comum, devido às importantes diferenças entre as estruturas atômicas que se quer radiografar. Na radiografia convencional existe uma grande diferença de contraste entre ossos, gordura, músculos e tecido pulmonar. O mesmo não acontecendo na mamografia, pois os tecidos das mamas são formados basicamente por músculos e gorduras, que possuem números atômicos similares e densidades parecidas (BRONZINO, 1986; BUSHONG, 1993).

O grande interesse no estudo da mamografia deve-se à elevada incidência do câncer de mama, sendo o tipo de câncer que ocasiona a maior taxa de mortalidade

entre mulheres, principalmente na faixa de 40 a 50 anos. A estatística demonstra que dentre nove mulheres, uma sofrerá de câncer de mama. A realização de um diagnóstico precoce permite um tratamento eficaz (BUSHONG, 1993).

Para mamografia, é necessário a aplicação de baixa tensão, de forma a maximizar o efeito fotoelétrico, melhorando assim a absorção diferencial. A redução da capacidade de penetração do feixe é compensada por um acréscimo da corrente elétrica (mA). A maioria destas técnicas radiográficas está na faixa de 22kV a 40 kV. Assim, a maioria dos tubos de Raios X para mamografia estão numa faixa inferior a 55 kV, com um incremento de 1 kV.

Equipamentos radiográficos utilizados para mamografia são específicos para esta aplicação. Uma unidade de mamografia é especialmente construída para visualizar adequadamente os tecidos nos quais o câncer de mama é mais provável de acontecer. Existe uma grande variedade de tais equipamentos disponíveis hoje, mas uma das diferenças entre o mamógrafo e equipamentos para radiografia comum é o tamanho reduzido do ponto focal.

Devido aos baixos potenciais que se utilizam em mamografia, é muito importante realizar uma filtragem adequada. O filtro deve ter uma espessura inferior a 0,5 mm (Al), sendo que a maioria dos tubos encontrados em mamografia são de 0,1 mm (Al) (BUSHONG, 1993).

O efeito talão é importante em mamografia, pois a parte do seio próxima ao tórax deve sofrer uma maior irradiação do que o extremo do seio para se obter uma imagem mais uniforme do tecido. Para isso, o ânodo do tubo de Raios X é colocado próximo ao tórax. Alguns fabricantes sugerem que o tubo de Raios X seja inclinado em torno de 20°, de forma que o tamanho do ponto focal seja reduzido (BUSHONG, 1993).

Outra forma de melhorar a qualidade da imagem é a de comprimir as mamas, pois assim se consegue uma espessura muito mais uniforme. Portanto, a densidade ótica da imagem terá também uma maior uniformidade. A compressão vigorosa da mama faz com que todas as estruturas fiquem mais próximas ao plano da imagem, reduzindo-se o borrão do ponto focal, a radiação dispersa, as doses de radiação e a falta de nitidez da imagem.

Os receptores de imagem para mamografia podem ser: filme com exposição direta, combinação filme-écran e a xeromamografia (ZUCCARO, 1995).

A tecnologia de filme-tela mamográfica representa um afastamento das técnicas radiológicas “habituais”. A produção de mamografia de alto contraste, alta resolução e com baixas doses no paciente é uma meta que pode ser e está sendo alcançada. Todos os aspectos envolvidos na produção do mamograma são igualmente importantes. A obtenção de um bom mamograma não garante a existência de sistema completo de qualidade em mamografia, pois este deve ser composto pela equipe de mamografia (como os técnicos, radiologistas, patologistas e cirurgiões), o equipamento mamográfico e o serviço de suporte pessoal.

Mamografia é uma das técnicas de exames radiológicos mais difíceis. Portanto, equipamentos especializados e seu uso correto (e manutenção) são essenciais para obtenção de resultados satisfatórios.

A Xerorradiografia é outra forma utilizada para a detecção do câncer de mama. Neste caso é necessário um receptor especial em que se utiliza um processo fotográfico que produz imagens num papel visualizado com a luz refletida. É um procedimento muito mais lento que o sistema de tela ou filme, mas possui uma melhor resolução, e produz imagens que reforçam as bordas (fator importante na percepção de

microcalcificações e pequenas trocas de densidade dos tecidos). Esta técnica não alcançou uma boa aceitação no mercado. Atualmente, são poucos os equipamentos que a utilizam para detecção da imagem (BUSHONG, 1993).

#### 4.4.6 Outras Aplicações

Os Raios X transportáveis ou móveis são projetados para o atendimento de pacientes nos leitos de centro cirúrgicos, salas de emergência e UTI.

A qualidade das imagens radiográficas destes equipamentos é inferior quando comparada com aquelas obtidas pelos aparelhos fixos e, sempre que possível, os exames devem ser realizados no setor de radiologia (VELASQUES, 1994).

Uma grande dificuldade na radiografia com aparelhos transportáveis é a incerteza na posição relativa do tubo de Raios X e o filme fotográfico, podendo acarretar uma repetição da radiografia.

As imagens de Arco em C são úteis durante cirurgias, e o feixe primário pode ser apontado em qualquer direção, modificando significativamente a exposição dos profissionais em função da geometria de espalhamento e de blindagem fornecidas pelo paciente e mesa cirúrgica. Dispositivos para congelamento das imagens reduzem o tempo de exposição.

## **5. PROTEÇÃO DO AMBIENTE RADIOLÓGICO**

A evolução da tecnologia fez com que a área da saúde criasse uma dependência muito grande em relação à mesma. Surgiu assim, a necessidade de maior interação entre pessoal técnico e clínico. À medida que isto é alcançado, existe uma tendência a melhorar a qualidade dos serviços e atendimento ao paciente. Vinculados a esta evolução da tecnologia, estão o aumento do número de equipamentos de Raios X, a maior robustez destes equipamentos, um maior tempo de utilização da técnica, devido às necessidades das práticas clínicas, como é o caso da angiografia, fluoroscopia, etc, implicando na necessidade de um maior cuidado na proteção do ambiente radiológico (SANTANA, 1996; VELASQUES, 1994; BUSHONG, 1993; WHO, 1994).

### **5.1 INSTALAÇÕES (AMBIENTE RADIOLÓGICO)**

Os exames radiológicos objetivam a visualização e registro de órgãos internos do corpo. Devido aos danos que esta radiação pode causar às pessoas envolvidas, é necessário que seja feito um projeto arquitetônico da sala para exames de Raios X, em que certos cuidados devem ser tomados quanto a proteção radiológica e projeto elétrico. O maior cuidado deve ser tomado no dimensionamento e utilização do transformador para a alimentação de aparelhos de Raios X.

O principal objetivo da proteção radiológica é garantir que a dose recebida por indivíduos (outros além do paciente) não exceda a um valor máximo

aplicável permissível. Um segundo objetivo é prevenir danos e deterioração dos filmes (VELASQUES, 1994).

Existem alguns métodos que permitem atingir estes objetivos:

- Garantir distância suficiente entre o indivíduo (ou objeto) e a fonte de radiação;
- Limitar o tempo de exposição;
- Interpor uma barreira protetora (atenuador) entre o indivíduo ou objeto e a fonte de radiação.

Sempre que for executado um procedimento clínico e este não penetrar o corpo do paciente, diz-se que ele é não-invasivo. A maioria dos exames diagnósticos realizados nos hospitais ou clínicas médicas são não invasivos. Assim, não são necessários maiores cuidados quanto a esterilização e acesso às instalações, como é o caso de centros cirúrgicos e áreas de hemodinâmica. Mas existem requisitos de construção em instalações de radiologia, que são estabelecidos de forma a limitar a dose aos trabalhadores e indivíduos do público, onde se faz uso de barreiras arquitetônicas com blindagens adequadas. Os níveis de dose obtidos devem considerar os aspectos de otimização da proteção radiológica, devendo ser mantidos baixos e inferiores aos limites primários.

Os parâmetros arquitetônicos e de blindagem para projetos de instalações que operam equipamentos de Raios X devem assegurar a obediência ao sistema de limitação de dose estabelecido na Norma CNEN-NE-3.01, tanto para diagnóstico médico, quanto odontológico. Todo projeto de instalação de radiodiagnóstico deverá ser

submetido à aprovação da Secretaria de Estado de Saúde, conforme Portaria Nº. 06 de 21.12.1988 do Ministério da Saúde.

Nas áreas do ambiente radiológico, são utilizadas as seguintes simbologias, com os respectivos limites de doses equivalentes autorizados.

■ - representa área livre onde o limite de dose autorizado por semana é de 0,02 mSv e por ano 1mSv (VELASQUES, 1994).

▲ - representa área controlada onde o limite de dose autorizado por semana é de 0,40 mSv e por ano 20 mSv.

As áreas livres são residências, salas de espera ou locais de trabalho que não envolvem radiação, campo aberto ou área que não está sob jurisdição da instalação.

As áreas consideradas como controladas são locais de trabalho expostos à radiação (salas de exame e compartimentos associados) (SES/SC; Sociedade Paulista de Radiologia, 1995; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1996).

Na maioria dos casos, a área controlada restringe-se à própria sala onde está instalado o aparelho. As áreas adjacentes são consideradas não controladas e deve existir blindagem para que esta condição possa ser garantida.

Para garantir a segurança das pessoas que transitam em salas onde existem equipamentos de Raios X em funcionamento, é necessário avaliar o nível de radiação das áreas controladas e das áreas vizinhas. Essas medidas são necessárias para todas as condições de operação, de modo a verificar a adequação das barreiras de proteção ou, então, para definir fisicamente a área controlada. Para os aparelhos transportáveis, a área controlada é estabelecida pelo procedimento de trabalho, e o



controle de acesso é feito verbalmente pelo técnico de radiologia.

### 5.1.1 Projeto Físico das Instalações em Radiologia Diagnóstica Médica

Os projetos para instalações de radiodiagnóstico deverão ser submetidos à apreciação das autoridades sanitárias de acordo com os padrões exigidos pelas mesmas. Deve ser apresentada a planta baixa em escala da instalação e adjacências, com indicação de todo o equipamento (comando, mesa, estativa, etc) e do biombo ou cabine protetora (VELASQUES, 1994; BUSHONG, 1993; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1996).

Esta deverá apresentar as seguintes características do equipamento:

- Marca;
- Modelo;
- Utilização (indicação dos tipos de exame que o aparelho pode realizar, como exames gerais, fluoroscopia, etc);
- Tensão máxima do aparelho (em KV);
- Corrente máxima (em mA) do aparelho permitida para a tensão máxima;
- Número de tubos do aparelho;
- Classificação das barreiras em primárias e secundárias;
- Identificação de áreas controladas e livres; indicação do uso das áreas adjacentes ao compartimento onde se localiza o aparelho de Raios X;

- Indicação dos fatores utilizados no cálculo das barreiras radiológicas, que devem ser realizadas por profissionais competentes <sup>1</sup> (VELASQUES, 1994; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1995).

A resolução SS-625, aplicada no Estado de São Paulo, define que todas as dependências de um serviço de radiologia médica devem possuir as seguintes condições:

1. Vestiário e sala para recepção de paciente com área adequada à movimentação em serviço;
2. Área mínima de 15 m<sup>2</sup> para as salas de Raios X, exceto para abreugrafia ou mamografia, onde podem ter área mínima de 6m<sup>2</sup>;
3. Apenas móveis e equipamentos indispensáveis, devendo os mesmos ser, preferencialmente, constituídos de material de número atômico baixo;
4. Dois equipamentos de Raios X só poderão ser instalados na mesma sala se tiverem comando único ou dispositivo comutador, de modo que não seja possível o seu acionamento simultâneo;
5. Paredes blindadas, de forma que proporcionem segurança radiológica às áreas adjacentes à instalação, onde os limites de dose autorizados não devem ser ultrapassados. Caso necessário, após a avaliação pela autoridade sanitária, as paredes que não garantam a proteção deverão ser reforçadas com blindagem adicional de Chumbo (não aparente), ou reboco de massa baritada, conforme especificação

---

<sup>1</sup> Para barreiras secundárias o fator é sempre igual a 1.

indicada por profissionais qualificados. Se a sala de Raios X, não estiver localizada no piso inferior, o teto e o piso também deverão dispor da mesma proteção;<sup>2</sup>

6. Somente uma porta de acesso para as salas de exames. É importante que estas portas permaneçam fechadas durante a realização dos exames, tenham cor púrpura com o símbolo da presença de radiação ionizante, e possuam - lâmpadas indicadoras do acionamento do feixe, conforme Figura 5-1;
7. No caso de existir em áreas térreas janelas nas salas de Raios X, deve ser previsto:
  - Que as áreas fronteiras à janela não sejam, sob qualquer hipótese, ocupadas com frequência integral ou mesmo parcial, nem sejam zona de circulação interna <sup>3</sup>;
  - As necessidades futuras de ampliação e/ou construção de salas adjacentes.
8. As salas de Raios X instaladas em andares superiores ao térreo, que possuam janelas, deverão sofrer avaliação caso a caso. Deve ser considerada a proximidade com outras edificações habitadas. A sala onde está instalado o equipamento de Raios X deve ser ventilada, podendo existir janelas para iluminação e ventilação, desde que a altura do peitoril esteja a pelo menos 2,10 m do piso do compartimento e que não exista a possibilidade de exposição de pessoas à radiação;
9. Câmara escura com área mínima de 5m<sup>2</sup>, dotada de sistema de exaustão de gases e vapores;

---

<sup>3</sup> Em áreas térreas, é proibida a instalação de janelas em paredes caracterizadas como barreiras primárias ao feixe de radiação.

10. O conjunto de biombo-comando deverá estar posicionado, sempre que possível, em sentido contrário ao feixe primário caso exista a possibilidade de exames em estativa mural ou vertical.



*Figura 5-1 - Porta cor púrpura com símbolo indicando presença de radiação ionizante com iluminação indicando que estão sendo disparados os Raios X, tornando-se proibida a entrada (cortesia da equipe de física médica do HCPA).*

Além disso, os serviços de Radiologia Médica devem possuir a declaração da empresa responsável pela instalação (ou assistência técnica) do equipamento de Raios X que ateste cumprimento da Norma Brasileira sobre os riscos elétricos (NB3 da ABNT).

Se o painel de comando (mesa de comando) do equipamento de Raios X fixo, de tensão nominal igual ou inferior a 125 kV, estiver situado dentro da sala de Raio X, deverá haver um biombo protetor fixo provido de visor de vidro plumbífero, ou outro sistema de visualização do paciente, que permita ao técnico, na posição de

disparo, visualizar o paciente e garantir a manutenção dos limites de dose previstos em norma técnica (SOCIEDADE PAULISTA DE RADIOLOGIA, 1995).

Quando o aparelho de Raios X tiver tensão nominal superior a 125 KV, o comando deverá estar instalado em cabine fechada com paredes e teto ou biombos tais que os limites de dose equivalente previstos na norma sejam garantidos.

Deve-se garantir que o dispositivo disparador, só atue enquanto pressionado e que possua um comprimento mínimo de pelo menos 2 metros. Um sinalizador sonoro e virtual deve advertir o momento da exposição.

Devem ser afixados em cada sala de Raios X para serviços de radiologia médica, avisos ao público sobre (VELASQUES, 1994; SOCIEDADE PAULISTA DE RADIOLOGIA, 1995; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1996):

1. Os exames ali realizados;
2. A necessidade da utilização do avental de Chumbo pelo acompanhante, quando for necessária sua presença na sala de exames;
3. A necessidade de uso de protetores plumbíferos pelo paciente em determinados tipos de exame;
4. A existência obrigatória de um número mínimo de aventais plumbíferos para realização de exames em todas as suas salas;
5. A existência obrigatória de luvas plumbíferas, protetor de tireóide e olhos para os serviços de grande porte.

A radiação espalhada das paredes, teto e piso pode aumentar a dose na zona de proteção. Para reduzir essa radiação nos locais de permanência do pessoal do serviço de radiodiagnóstico, os equipamentos devem ser instalados de modo que o eixo

central do feixe de radiação possua uma distância de pelo menos 1,5 metros da parede mais próxima. Caso esta distância não possa ser mantida, meios adicionais de proteção devem ser utilizados.

### 5.1.2 Radiologia Odontológica

Segundo o IRD estima-se que existam 60.000 aparelhos de Raios X odontológicos instalados no Brasil e que a radiografia dentária participe com 20% do número total de exames radiográficos. Percebe-se a importância de informar aos profissionais da área os danos causados pela radiação ionizante, bem como as técnicas para redução destes danos e melhoria na qualidade da imagem, reduzindo custos e diagnósticos incorretos (MOTA, 1994).

Através de pesquisas feitas pelo IRD no Rio de Janeiro nos anos de 1990 a 1992, em cerca de 2300 equipamentos de Raios X dentários, 40% não forneciam a colimação e filtragem adequadas para uma boa prática radiológica e mais de 80% dos dentistas realizavam exames com doses superiores a 2,5 mGy na pele do paciente (MOTA, 1994).

Nos anos de 1982 a 1984, 85% dos dentistas do Rio de Janeiro que passaram por um rastreamento das condições de processamento do filme, sub-revelavam seus filmes, e 46% dos filmes apresentavam “fog” elevado. A utilização de produtos químicos de baixa qualidade para revelação, assim como técnicas incorretas de processamento, produziam radiografias insatisfatórias. Ocorrendo isto, o dentista normalmente repete a exposição tentando compensar o processamento fraco, ajustando

os fatores de exposição, dos quais resultam doses desnecessárias para o paciente, além de que a imagem obtida pode não ter a qualidade suficiente para um correto diagnóstico (MOTA, 1994).

Algumas doenças comuns como cáries podem apresentar poucos sintomas no estágio inicial, assim como anomalias podem evoluir sem que sejam percebidas até chegarem a um estado avançado. Portanto é importante que as radiografias forneçam respostas claras, pois falhas na detecção de doenças dentárias variam desde a ocorrência de problemas leves até a de uma fatalidade, como tumores malignos ou sérias infecções.

Existem riscos associados a radiografias dentárias, assim como na radiografia médica. Quando os exames odontológicos são realizados incorretamente, podem acarretar doses dezenas de vezes maiores do que a necessária, bem como repetições de exames e erros de diagnóstico (causados para radiografias de má qualidade). Infelizmente, ainda hoje no Brasil, o número de exames odontológicos com doses desnecessariamente altas é muito grande (MOTA, 1994; VELASQUES, 1994).

Um método para redução da dose no paciente é manter o tamanho do campo de radiação o menor possível, compatível com o tamanho do objeto. O diafragma determina o tamanho útil do campo de radiação. Daí a importância da verificação da dimensão e posicionamento do diafragma, principalmente em caso de diafragma variável.

Para radiologia dentária, utiliza-se localizadores longos, pois estes reduzem a dose no paciente e melhoram a qualidade da imagem. Colimadores retangulares, ao invés de circulares, reduzem o campo de radiação em 50%. Não deve

ser permitido o uso de localizadores cônicos curtos e fechados, pois estes aumentam a radiação espalhada e irradiam desnecessariamente a face e áreas vizinhas do paciente.

A velocidade ou sensibilidade do filme é outro fator responsável pelo controle da dose no paciente. Os filmes devem ser processados nos tempos e temperaturas indicados pelo fabricante, bem como, manter um programa mínimo de garantia de qualidade.

É recomendado o uso de proteção plumbífera para tireóide, tronco e gônadas do paciente, mesmo que a radiação primária esteja fora do feixe do primário, este órgão pode ser afetado se for utilizado um localizador circular padrão. Geralmente utiliza-se aventais plumbíferos pois estes cobrem o tórax e o colo, reduzindo efetivamente a radiação espalhada.

Durante o período de gravidez, é aconselhável evitar radiografias do abdômen, pois o feto é sensível à radiação. Mas em radiografias dentárias, a dose na região abdominal é bastante reduzida, desde que feitas corretamente. Entretanto é recomendável a colocação de um avental plumbífero na paciente (MOTA, 1994).

Radiografias dentárias são bastante comuns em crianças, devido à desordem de crescimento dos dentes. O rápido desenvolvimento dos tecidos da criança e o fato de que os órgãos mais sensíveis estão muito próximos da área do corpo que é radiografada mostram que é necessário uma maior proteção para as crianças do que para os adultos.

Existe uma grande necessidade de proteger os profissionais diretamente envolvidos às exposições das radiações primárias e secundárias. Eles devem ficar fora do feixe primário, nunca devem segurar o filme na boca do paciente durante a



exposição. Para isso existem atualmente prendedores de filmes para radiografia dentária, não havendo a necessidade de alguém ficar exposto à radiação. O melhor procedimento para o dentista e sua equipe é permanecer fora da sala de Raios X durante as exposições. Para isso o comprimento do fio do disparador deve ser longo. O ideal seria que o botão de disparo fosse instalado fora da sala, mas não havendo possibilidade, o dentista deve ter em mente que a distância é um meio eficiente de proteção. Ele deve ficar distante do paciente pois este é um emissor de radiação secundária. Em caso de número muito grande de exames realizados por semana, como por exemplo 350 filmes periapicais ou 40 panorâmicos, é necessário o uso de barreiras protetoras.

Em radiologia odontológica os dosímetros devem ser utilizados para confirmar se as condições satisfatórias de operação estão sendo mantidas. A frequência de monitoração é geralmente mensal e é feita por vários laboratórios credenciados pelo IRD/CNEN. Todos os registros de doses individuais são guardados em um banco de dados nacional.

Em geral, as paredes com espessuras normais, de tijolos ou concreto comum já fornecem a proteção necessária num consultório dentário. A Tabela 5-1 fornece a espessura equivalente de alguns materiais em relação ao Chumbo.

Os níveis de dose que podem ser usados como condições de contorno para o cálculo de blindagem são: 20 m Gy/ano, para profissionais e 1 m Gy/ano para indivíduos do público. Níveis menores são obtidos em processos de otimização.

Segundo o IRD, as instalações físicas devem seguir as seguintes recomendações:

- A área mínima do consultório odontológico que tiver aparelho de Raios X deverá ser de 6 m<sup>2</sup>, desde que atendidas as exigências no que se refere a radioproteção;
- Em institutos de Ortodontorradiologia, a área mínima de salas que contenham apenas o equipamento de Raios X poderá ser de 4m<sup>2</sup>;
- Quando a parede do consultório for divisória leve, a distância entre a posição da cabeça do paciente e cada parede deverá ser de dois metros, no mínimo (MOTA, 1994; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1996).

*Tabela 5-1- Espessura relativa ao Chumbo (MOTA, 1994).*

Material	Espessura Relativa ao Chumbo
Chumbo	1
Aço	6
Concreto baritado	10
Vidro plumbífero	26-50
Vidro	72
Pedra	76
Concreto	80
Tijolo	92-114
Emboço	122

No processo de aquisição do equipamento, deve ser considerado que as radiografias intra-orais são as mais freqüentes em odontologia. Para isso, o equipamento deve possuir fácil movimentação e rotação do cabeçote, permitindo posicionamento firme e correto do feixe de Raios X em relação ao paciente e ao filme. A distância mínima entre ponto focal e o filme deve ser de 25 cm, para produção de feixes aproximadamente paralelos, fornecendo uma melhor geometria da imagem. O diafragma deve definir o tamanho do campo de radiação na pele do paciente, que deve ser apenas um pouco maior que a dimensão do filme, no máximo 6 cm de diâmetro.

O controle do tempo deve ser exato, dando-se preferência aos controles eletrônicos em relação aos mecânicos, sendo preferível o uso de equipamentos com tensões iguais ou superiores a 65 kV. A filtragem total do feixe deve ser superior a 2,5 mm de alumínio, para tensões de 70 kV e 90 kV, e superior a 1,5 mm de alumínio para tensões menores que 70 kV (MOTA, 1994).

Segundo a resolução SS-625 do Estado de São Paulo, é essencial que exista um plano de radioproteção de um Serviço de Radiologia Odontológica, e este deve conter:

1. Croquis da sala de exames em escala 1:50, com a localização de portas, janelas, mobiliário e equipamentos de Raios X e com identificação das vizinhanças laterais, superior e inferior e em caso de unidades móveis, o croquis do veículo;
2. Descrição do tipo de ocupação das seis ou mais vizinhanças da sala;
3. Descrição técnica do tipo e espessura dos materiais utilizados nas paredes, piso, teto, portas, janelas e revestimentos utilizados;
4. Descrição técnica do equipamento de Raios X e dos EPI's, bem como as técnicas de exames mais frequentes e previsão do número mensal de exames.

#### 5.1.3 Materiais de proteção

Dos vários materiais que podem ser utilizados para atenuar a radiação, os mais comuns são o Chumbo e o concreto. Na seleção do material de proteção mais adequado para o ambiente em estudo, os seguintes fatores devem ser considerados (NCRP, 1970):

1. O material deve possuir a menor espessura e peso;
2. Possibilidade de múltiplos usos (isto é, uso de materiais que servem para proteção e propósito estrutural);
3. Deve fornecer uniformidade da proteção;
4. A permanência da proteção;
5. A transparência ótica (quando requerida);
6. Requerimento de controle da qualidade;
7. Qual o custo do material, incluindo sua instalação;
8. E a aparência desta proteção.

A escolha entre Chumbo e concreto é geralmente feita por razões de economia e depende da energia de radiação que deve ser atenuada. Por exemplo, uma barreira de proteção primária de concreto para uma instalação Raios X com uma tensão de 100 KV deveria ter 80 vezes mais espessura e ser 17 vezes mais pesada que para a mesma proteção usando Chumbo.

#### 5.1.3.1 Chumbo

O Chumbo pode ser instalado de diversas maneiras e formas, das quais pode-se citar:

- 1. Lâmina de Chumbo:** É comercialmente aproveitável na sua menor espessura (mm a cm). É flexível, permitindo que seja instalada em curvas ou superfícies irregulares. A principal desvantagem da lâmina de Chumbo é não suportar seu próprio peso, partindo-se. Por esta razão, é geralmente recoberta com materiais que lhe dêem suporte como por exemplo gesso e telha;

2. **Quadro de Chumbo:** Compensado, madeira prensada, ou outras lâminas de fibras vegetais, são comercialmente aproveitáveis para constituir blindagem com lâminas de Chumbo solidamente firmadas de um lado, ou laminadas entre folhas do material. Como quadros de Chumbo podem ser removidos e reinstalados em um novo local, são vantajosos para instalações temporárias;
3. **Sarrafo de Chumbo:** É similar ao quadro de Chumbo;
4. **Bloco de Chumbo:** Consiste em duas escóras ou meio bloco de concreto com sanduíche de lâminas de Chumbo. Os blocos de Chumbo oferecem vantagem quanto a simplicidade e facilidade de deslocamento.

#### 5.1.3.2 Concreto

O concreto pode ter diferentes composições e densidades, como segue:

1. **Parede comum de concreto:** Sua principal vantagem é ser um material comumente usado nas construções modernas, especialmente em pisos e tetos. A atenuação da radiação por uma barreira de concreto depende de sua espessura, densidade e composição. Variações na densidade do concreto devem-se a diferenças na densidade dos componentes, das técnicas utilizadas na sua preparação, ou das proporções usadas na mistura. A composição elementar do concreto depende da fonte de suprimento de seus componentes. Para o concreto comum, entretanto, diferenças em sua composição elementar não modificam a atenuação dos fótons significativamente, caso seja devido a diferenças na densidade;
2. **Concreto carregado:** Quando o espaço para a construção da barreira de Raios X é limitado, pode ser utilizado com vantagem o concreto de alta densidade que é

produzido pela introdução ao concreto comum de materiais como barita, magnetita, aço, Ferro, Fósforo e Chumbo, aumentando significativamente a propriedade de proteção do concreto, entretanto, implicando num custo consideravelmente mais alto que o do concreto comum;

- 3. Blocos sólidos:** O concreto comum e carregado são blocos sólidos avaliados em dimensões padrões.

#### 5.1.3.3 Outros materiais de alvenaria

Mais materiais de construção à base de minerais (tijolos, gesso, granito, mármore) têm uma composição similar ao concreto, mas diferem na densidade. Então o valor da espessura deve ser ajustado para essas diferenças. O gesso contém Bário e fornece uma alta atenuação dos Raios X, podendo ser utilizado em instalações de Raios X de baixa tensão, mas possuindo um alto custo de instalação.

#### 5.1.3.4 Materiais transparentes

Numa sala de Raios X, o operador normalmente fica atrás de uma parede blindada, ou biombo. Mas como precisa visualizar o paciente durante a realização do exame, devem existir materiais transparentes que forneçam proteção ao operador, como placas de vidro ou vidros plumbíferos.

- 1. Placas de vidro:** Múltiplas placas de vidro são empregadas para instalações de tensão de MV. Em alguns casos, a glicerina ou óleo mineral são utilizados no espaço

entre placas de vidro para diminuir a reflexão nas interfaces e aumentar a transmissão de luz.

- 2. Vidro plumbífero:** Vidro com uma alta concentração de Chumbo, comumente utilizado a propósito de proteção, com densidades enfileiradas em torno de 3,3 a 6,2 g/cm<sup>3</sup> e uma variedade de espessuras.

#### 5.1.4 Detalhes de proteção

A construção de uma sala de radiação deveria ser tal que a proteção não seja prejudicada pelas juntas, por abertura de dutos, tubos, etc, passando através de barreiras, ou por condutos, caixas de serviços, embutidas nas barreiras. Portas (ou outros meios de acesso para o lugar) e janelas de observação também requerem considerações especiais para garantir proteção adequada sem sacrifício de uma eficiência operacional.

É importante que a proteção seja designada e instalada propriamente, pois correções feitas após a construção, podem tornar-se bastante caras, sendo recomendadas inspeções visuais periódicas durante o período completo de construção. Às vezes, as blindagens são construídas posteriormente, sendo prejudicadas pela remoção de partes da instalação de dutos e caixas de suspensão na parede, teto e solo, ou das ferragens nas portas revestidas com Chumbo.

##### 5.1.4.1 Junção

As junções das chapas de Chumbo devem ser construídas de tal forma que suas superfícies estejam em sobreposição de, não menos, que 1/2 polegada ou dupla

espessura das chapas (a maior delas). A junção entre diferentes tipos de materiais de proteção devem ser construídas de tal forma que toda proteção da barreira não seja diminuída (NCRP, 1970).

#### 5.1.4.2 Aberturas nas barreiras de proteção

Aberturas na barreira das portas, janelas, dutos de ventilação, condutos e tubos, podem requerer placa defletora de radiação para garantir que o grau de proteção geral requerido seja mantido. Quando possível, a abertura deve ser localizada numa barreira secundária onde a espessura da blindagem requerida seja menor.

Geralmente o material de proteção mais econômico para a placa defletora de radiação é o Chumbo pois a quantidade de radiação que dispersa é menor que em materiais sinalizadores. Caixas de serviço e condutos, embutidos numa barreira de concreto podem requerer uma blindagem de Chumbo para compensar o concreto retirado.

## 5.2 EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL - EPI'S

Os dispositivos de proteção possíveis de ser encontrados num sala de radiografia diagnóstica são aventais, luvas, protetor de tireóide (colar) e óculos plumbíferos. Dependendo da exposição, as espessuras desses protetores de radiação podem ser equivalentes a 0,25 mm, 0,50 mm e 1,00 mm de Chumbo.

Em toda sala que existir um equipamento gerador de Raios X devem estar disponíveis os equipamentos de proteção individual listados na Tabela 5-2.



Sempre que houver necessidade de fazer a contenção do paciente, as pessoas que a fizerem deverão usar o avental plumbífero para proteger o tórax e abdômen, além de óculos, luvas e protetor de tireóide (se houver necessidade). Quando o paciente é submetido a exame de extremidades ou da região da cabeça, deve usar avental plumbífero e o protetor de tireóide, sempre que seu uso não prejudique o exame. Em caso de exames na região do abdômen, o paciente deve usar protetor de gônadas.

*Tabela 5-2 - EPIs para salas de radiografias (VELASQUES, 1994)*

Equipamento	Proteção		mmPb
	Frontal	Lateral	
Avental tipo leve	tórax até abaixo do joelho	± 20 cm abaixo da axila até metade da coxa	0,25
Avental tipo pesado	ombros, tórax até abaixo dos joelhos	± 20 cm abaixo da axila até metade da coxa	0,50
Mini Avental	órgãos genitais	–	0,25
Luvas tipo pesado	mãos	–	0,50
Biombos móveis 190 x 70 cm	radiação dispersa	–	0,70
Protetor de tireóide	–	–	0,5
Protetor de gônadas	–	–	0,5
Óculos plumbífero	–	–	0,25

### 5.3 PROTEÇÃO ELÉTRICA

Um equipamento de Raios X exige uma instalação elétrica especial, com circuito próprio de alimentação de alta tensão.

### 5.3.1 Instalações Elétricas para equipamentos de Raios X

As instalações elétricas nas salas de exames radiológicos devem ficar pelo lado de dentro da barreira de Chumbo ou barita, onde se deve ter cuidado na fixação de tubulações e caixas. A cabeça de pregos e parafusos devem ser protegidas com Chumbo, evitando vazamentos de radiação para fora das salas.

Devem ser previstas duas tomadas elétricas em cada parede, tendo cada uma delas no mínimo 400 VA de potência. Duas destas devem ter uma tensão de 220 Volts, e ser distribuídas em paredes diferentes. A norma NBR 5410/1990 (ABNT, 1990 apud SANTANA, 1996), estabelece quais condutores devem ser usados para cada circuito, assim como o alimentador de cada equipamento fixo, e a sua proteção <sup>4</sup>. Uma padronização deve ser seguida para todas as tomadas do hospital, que deverão ser de três pinos, com um bom aterramento para o pino de terra. Estas tomadas não serão utilizadas para alimentar o equipamento gerador de Raios X, mas sim para serviços de higienização e manutenção. A melhor altura para as tomadas nestas salas é de 1,20 metros do chão, evitando-se que fiquem atrás de móveis que servem de apoio para a realização dos exames (SANTANA, 1996).

Os circuitos elétricos das tomadas, não devem alimentar mais de uma sala, evitando que, numa possível pane, as outras salas sejam atingidas (SANTANA, 1996).

---

<sup>4</sup> Os padrões usuais prescritos na NBR 5410/1990 tomam como base a potência nominal de cada aparelho, fornecida pelo fabricante.

Os equipamentos de Raios X fixos, de grande porte, necessitam de redes especiais e individuais de alimentação, uma vez que, normalmente, são trifásicos (380/220 Volts) garantindo um melhor desempenho e uma melhor distribuição de cargas. Estes equipamentos devem ter um transformador independente para o alimentador, de forma a garantir segurança das instalações elétricas bem como o desempenho previsto, não devendo alimentar qualquer outra carga por menor que seja.

Devido à característica de funcionamento destes equipamentos (exigir muita potência do transformador por períodos muito curtos), eles permanecem ociosos a maior parte do tempo, mas independentemente disto, devem ser dimensionados para a máxima potência fornecida pelo fabricante, a fim de garantir o seu rendimento. “Em exames normais, a potência requerida não ultrapassa 120 kV e o pico de potência dura aproximadamente 0,1 segundos, tempo suficiente para sensibilizar a chapa radiográfica” (SANTANA, 1996). Como a característica de carga dos aparelhos de Raios X é extremamente pulsada e intermitente, constituem-se em graves fontes de interferência para equipamentos menores e mais sensíveis, como monitores cardíacos, aparelhos de eletrocardiograma e outros.

Deve existir um painel de energia exclusivo para os equipamentos de Raios X, com um alimentador geral a 5 fios, vindo diretamente da subestação, sendo identificada a tensão de trabalho na porta do painel, uma vez que trata-se de alta tensão (380/220 Volts)<sup>5</sup>. Nos disjuntores deve estar identificado qual o equipamento que está protegendo, procedimento que facilita bastante a atividade de manutenção.

---

<sup>5</sup> 5 fios - 3 fases, neutro e terra.

Quanto à iluminação nas salas de Raios X fixos, é recomendado pela norma NBR 5413/1982 o valor de 200 lux. Valores abaixo desse nível dificultam trabalhos de manutenção e limpeza, já que estes necessitam um ambiente bem iluminado (SANTANA, 1996).

Exames como a fluoroscopia são realizados em ambientes quase que completamente escuros, onde utilizam-se écrans que tornam-se luminescentes com a incidência de Raios X, gerando a mesma imagem que seria produzida em um filme radiográfico quando revelado. Assim, quando o médico radiologista localiza a parte do corpo que quer registrar em filme, coloca uma chapa fotográfica no lugar do écran e a sensibiliza. A superfície do écran brilha muito fracamente, sendo assim, o exame deve ser conduzido com pouca ou nenhuma iluminação ambiente. É interessante que se instale nestas salas iluminação incandescente com controle do nível de iluminação, para utilização durante os exames, além das lâmpadas fluorescentes, para fornecer iluminação durante a limpeza da sala ou manutenção dos equipamentos. Nas demais salas pode-se usar apenas lâmpadas fluorescentes. Só se deve projetar a localização das luminárias depois de definir a posição dos equipamentos. Muitas vezes a distribuição das luminárias é feita de forma assimétrica pois existem trilhos presos no chão e teto para sustentação do equipamento. Neste tipo de sala há a necessidade de climatização constante, para isso usa-se ar condicionado central, com saídas geralmente no teto, dificultando ainda mais a colocação de luminárias. A portaria 1884 de dezembro de 1994 prescreve que as instalações elétricas nestas salas dependem das condições ditadas pelo fabricante dos equipamentos que nelas serão instalados (SANTANA, 1996).

A intercomunicação entre áreas é outro fator importante, para que o serviço seja mais dinâmico e pode ser feita através de sistemas telefônicos ou de intercomunicadores existentes no mercado. No caso de existência de um número muito grande de salas de exames, o ideal é a instalação de uma minicentral telefônica, tendo cada sala um ramal específico. Quando houver divisão entre sala de comando e sala de exames, ambas devem se intercomunicar, afim de que o operador possa se comunicar diretamente com o paciente, não havendo necessidade de acionar qualquer comando para falar ou ouvir, existindo alto-falantes e microfones embutidos nas paredes de ambos os lados (SANTANA, 1996)

Nos corredores de áreas de exames radiológicos, devem ser previstas tomadas elétricas para uso dos serviços de higienização e manutenção. A norma NBR 5410/1990 estabelece qual a quantidade de tomadas, circuito e sua proteção (SANTANA, 1996).

Em áreas como Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) e Centro Cirúrgico (CC), deve existir ao menos uma tomada especial para Raios X, que mesmo sendo de 220 V, não deve ser a mesma dos circuitos normais. Os circuitos independentes para esta aplicação devem ser projetados para no mínimo 4500 VA.

Os equipamentos portáteis de Raios X devem ter conectores diferenciados, já que normalmente ficam fixos na mesma unidade. É sugerida uma tomada de três pinos para 30 A no mínimo. As tomadas para uso de Raios X devem ser identificadas por alguma etiqueta ou plaqueta, indicando sua função e não deve haver extensões. Para uma sala de cirurgia, a tomada própria para Raios X pode ser instalada na mesma parede da porta, pois, durante a exposição a porta deve permanecer fechada.

Para uma sala de recuperação, deve existir uma tomada para Raios X a cada três leitos e a iluminação média em áreas de circulação deve ser projetada com um índice médio de iluminação de 100 lux, conforme NBR 5413/1982 (SANTANA, 1996).

Nas áreas de apoio, como a sala de câmara clara, devem ser previstas tomadas para negatoscópios, sendo sua potência calculada de acordo com o número de lâmpadas que vão compor cada um. Pontos de força devem ser previstos, com tomadas para 400 VA, para higienização. A iluminação destas áreas deve ser feita com um índice de 150 lux, com acionamento das luminárias de modo independente, para que se possa diminuí-la, caso seja necessário.

### 5.3.2 Instalações Elétricas para Câmara Escura.

É na câmara escura que são revelados os filmes radiológicos, devendo existir máquina processadora de filmes de Raios X ou tanques de revelação. A processadora de filmes normalmente utiliza uma tensão 220 V, e seu condutor de terra deve ser ligado à carcaça para proteção do operador de eventuais defeitos de isolamento elétrica. Os circuitos devem ser independentes e suas potências de acordo com a especificação técnica da máquina fornecida pelo fabricante.

A iluminação base para uma câmara escura é em torno de 150 lux, para serviços de manutenção e limpeza. Durante os trabalhos de revelação, são necessárias lâmpadas incandescentes vermelhas, pois o comprimento de onda da luz vermelha normalmente não vela a maioria dos filmes, o que ocorre com outros comprimentos de onda. O índice de iluminação com a luz vermelha fica em torno de 10 lux. Na realidade,

alguns tipos de filme são velados, mesmo com luz vermelha de baixa intensidade, prejudicando o andamento do trabalho. O ideal seria que a revelação fosse feita com a sala completamente escura, mas isso depende muito da sensibilidade das pessoas que trabalham neste ambiente. Os filmes são extremamente sensíveis à luz em geral e, se expostos à luz branca, ficam inutilizados, por menor que seja a intensidade. Os interruptores da iluminação de base utilizados neste ambiente não devem brilhar no escuro, sendo a melhor opção interruptores de alavanca.

A câmara escura deve ser completamente vedada à infiltração de luz do meio externo, devendo existir um sinalizador externo que indique quando a sala está em uso, evitando que alguém interrompa os procedimentos de revelação.

É importante o cuidado com a processadora, pois esta é o componente mais importante de uma câmara escura. Sua regulação é muito importante e determinará a qualidade da imagem obtida. Para cada fabricante de filme, tipo de filme, écran utilizado no chassi deve ser feita uma regulação na processadora.

Todo estabelecimento que utiliza Raios X diagnóstico deve obrigatoriamente obter junto à autoridade sanitária o alvará de funcionamento, documento este exigido por lei. A falta deste alvará de saúde é considerada uma infração sanitária, punida com multa e torna-o passível de interdição. Esta punição é definida pela lei federal 6437 de 20 de agosto de 1977.

### 5.3.3 Salas de Hemodinâmica.

Os métodos que existem para diagnóstico ou terapia podem ser ditos invasivos (quando invadem o corpo do paciente) ou não-invasivos. Existem dois tipos de métodos invasivos: os cirúrgicos e os não cirúrgicos; o primeiro necessita de muito mais cuidado quanto à esterilização e acesso às instalações que os não cirúrgicos. Os exames de hemodinâmica são exemplos de procedimentos cirúrgicos.

As salas de hemodinâmica merecem um atendimento especial devido à sensibilidade dos equipamentos lá instalados e ao risco para o paciente, já que é um método invasivo.

O principal objetivo de um exame hemodinâmico é verificar se os vasos sangüíneos estão irrigando de maneira adequada determinada parte do corpo, fazendo-se um mapeamento de todos os vasos sangüíneos da parte em estudo, procedimentos para detecção de lesões arterioscleróticas, ou indicados para pacientes pré-cirúrgicos.

O exame consiste da introdução de um catéter através de um vaso sangüíneo que será deslocado até o ponto em que será feita a análise. A ponta deste catéter tem um material radiopaco. Geralmente o tubo de Raios X fica abaixo da mesa de exames do paciente e sobre ela, existe uma tela sensível aos Raios X, a qual é acoplada à câmara de televisão, que capta a imagem, reproduzindo-a em um tubo de televisão. Sendo assim, a imagem pode ser vista na tela, eliminando o uso de filmes radiográficos e permitindo visualização em tempo real. Após a introdução do catéter o médico injeta o contraste, que se espalha na corrente sangüínea, permitindo a visualização dos vasos sangüíneos, na tela do monitor, sendo as imagens gravadas em



filmes para posterior análise médica. Como ocorre uma invasão ao paciente, e sendo o sangue um bom condutor de eletricidade, qualquer descarga eletrostática ou proveniente de choque elétrico pode ser conduzida ao coração podendo provocar fibrilação do músculo cardíaco, ou até parada cardíaca.

#### 5.3.3.1 Instalações Elétricas para Salas de Hemodinâmica

Para uma sala de hemodinâmica, o ambiente deve ser climatizado com uma temperatura em torno de 18°C, e a umidade relativa deve manter-se em torno de 60%. O circuito elétrico que alimenta os equipamentos de climatização devem ser independentes devido a alimentação de uma carga geradora de interferências. O mesmo vale para o equipamento de hemodinâmica, que deve vir diretamente da subestação.

Devido ao procedimento ser invasivo, o paciente é sensível a correntes muito baixas, portanto, um tratamento especial deve ser dado à instalação elétrica, fazendo-se uso de um ótimo aterramento da sala. Além da necessidade de proteção contra choques ao paciente, uma sala de hemodinâmica, requer precisão quase que absoluta nos seus resultados e para isso é indispensável um sistema de aterramento condizente.

O número necessário de tomadas para uma sala de hemodinâmica não é tão grande quanto para uma sala de cirurgia. Deve ser em torno de 14 tomadas, pois não é utilizado um grande número de equipamentos portáteis. A prática mostra que são necessárias tomadas em torno de 400 VA. As tomadas devem ficar acima de 1 m do chão, facilitando ao usuário seu acesso e localização, sendo aconselhável, por questão de comodidade, uma altura de 1,2 m. Elas devem possuir o terceiro pino de aterramento como todas as outras tomadas do hospital e seus circuitos elétricos devem ser calculados

conforme a norma NBR 5410/1990. Cada tomada deve ter seu cabo de terra ligado diretamente na barra de cobre aterrada. A norma NBR 5410/1990 e NBR 13534/1995, estabelece como deve ser implementado um sistema de aterramento (SANTANA, 1996).

Os fabricantes dos equipamentos de Raios X, normalmente, recomendam que exista na sala algum tipo de piso semicondutivo (de forma a evitar cargas eletrostáticas que podem afetar o músculo cardíaco) e que se coloque nos quadros principais de comando, interruptores de corrente diferencial residual. Deve ser instalado um estabilizador de tensão para todos os equipamentos da sala, de forma a manter os aparelhos sem grandes oscilações de alimentação. Em caso de falta de energia, é necessário que os equipamentos de hemodinâmica retornem em no máximo 60 segundos, portanto, é necessário que as tomadas do equipamento fiquem ligadas a um sistema de emergência. Segundo Portaria 1884 de 15 de dezembro de 1994, a máxima queda de tensão permitida é de 5%. A tensão de alimentação para equipamentos de Raios X e hemodinâmica é normalmente trifásica em 380/220 V (SANTANA, 1996).

Quanto a iluminação da sala, deve ser de 500 lux, com a direção do feixe bem determinada de forma a evitar ofuscamento aos operadores <sup>6</sup>.

A comunicação entre a sala de exames e sala de comandos pode ser através de um sistema de som, e para com áreas externas deve existir vários pontos de telefones, sendo ideal, que o aparelho possua sinalização visual ao invés de sonora, para evitar incômodos ao paciente mas, para isso, deve existir alguém presente o tempo todo para verificar alguma chamada externa.

Nos corredores de acesso à sala de hemodinâmica, devem existir tomadas duplas espaçadas de cerca de 15 metros ao longo dos corredores e no máximo a 7 metros das extremidades, com capacidade mínima de 400 VA, para alimentar máquinas para higienização. Os circuitos que alimentam tais tomadas não devem estar ligados ao sistema de emergência, apenas uma luminária deve estar conectada ao sistema de emergência de forma a manter uma iluminação de referência para circulação do pessoal. A iluminação dos corredores deve ser com lâmpadas fluorescentes, na faixa de 200 a 300 lux.

É necessário que, para uma sala de hemodinâmica, exista ao menos uma sala de câmara escura cuja iluminação de base deve ser prevista com um nível em torno de 150 lux, para eventuais serviços de manutenção e limpeza, sendo suas instalações semelhantes à de uma câmara escura para Raios X diagnóstico.

Outra área que deve haver numa estrutura de hemodinâmica é uma sala de recuperação pós-anestésica (sala de repouso), pois a maioria dos procedimentos hemodinâmicos são executados com o paciente anestesiado. A iluminação deve estar em torno de 500 lux, sendo utilizados *dimmers* quando não há necessidade de uma observação mais crítica do paciente.

---

<sup>6</sup> Maiores detalhes quanto a posição das luminárias ver (SANTANA, 1996).

#### 5.4 ÓRGÃOS RESPONSÁVEIS PELA PROTEÇÃO DO AMBIENTE RADIOLÓGICO

Foi o uso terapêutico dos Raios X (iniciado em 1896) que chamou a atenção para os danos associados com a sua aplicação, tais como a perda de cabelo e o enrijecimento da pele. Em abril de 1898, a Sociedade Roentgen criou o *Committee on the X-Ray Injuries*, para coletar dados sobre os danos causados pelos Raios X, e em 1921, foi criado o Comitê Britânico de Raios X e Proteção da Radiação (ZUCCARO, 1995). Finalmente, em 1928, foi criado por recomendação do Segundo Congresso Internacional de Radiologia o Comitê Internacional de Raios X e Radioproteção. No ano de 1950 o Comitê transformou-se em Comitê Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection - ICRP*), órgão independente de qualquer governo, que congrega especialistas de diferentes países e cujo objetivo é dar recomendações atualizadas sobre o uso seguro das radiações ionizantes. A ICRP trabalha em conjunto com a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU). Destas duas se derivaram diversas sociedades regionais e nacionais, sempre com o propósito de reproduzir aquelas recomendações de acordo com a realidade e necessidades locais. Dentro destas, destacam-se a Organização Mundial da Saúde (OMS - WHO) e a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), que dispõe de inúmeros programas e publicações específicas de cada área de aplicação. A ICRP possui ainda relações com a Organização Internacional do Trabalho, o Comitê Científico das Nações Unidas para os Efeitos da Radiação Atômica, a Comissão da Comunidade Econômica Européia, a Organização Internacional de Padronização, a

Comissão Eletrotécnica Internacional e com a Associação Internacional de Proteção Radiológica (VELASQUES, 1994).

“Através de algumas publicações nos anos de 1959, 1964, 1966 e 1977, a ICRP projetou o sistema de proteção radiológica aplicado em praticamente todos os países. No ano de 1991, publicou novas recomendações no sistema de limitação de dose e apresentando a nova metodologia utilizada para reduzir o risco associado ao uso das radiações ionizantes, bem como fez algumas modificações nas grandezas dosimétricas básicas” (VELASQUES, 1994).

O sistema de proteção radiológica evolui bastante com o estudo dos efeitos das radiações em vários tipos de populações. Sendo primordial a disponibilidade das informações para o avanço do conhecimento nesse campo. Desta forma, cabe a cada país a aplicação e a utilização das recomendações de forma adequada às necessidades locais. No Brasil esta tarefa é de competência da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (VELASQUES, 1994).

A CNEN é a responsável pela fiscalização das instalações e equipamentos no Brasil, através da elaboração de normas e participação de projetos de normas montados por várias instituições envolvidas com radiações ionizantes. No estado do Rio de Janeiro, a CNEN, através do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), fiscaliza as instalações onde há radiação ionizante. Para os outros estados brasileiros, esta atividade é de competência da Vigilância Sanitária (VS).

O IRD é vinculado ao CNEN e atua no desenvolvimento de competência na área das aplicações médicas das radiações ionizantes. Inicialmente o trabalho

concentrou-se na área de radioterapia, enfatizando: formação de pessoal, padronização dosimétrica e estruturação de normas relativas ao uso de fontes de radiação ionizante. Logo em seguida, suas atividades passaram a assumir também a área de Medicina Nuclear e, posteriormente, a área de radiologia diagnóstica médica e odontológica. Através do Decreto 1754 de 14/03/1978 do Estado do Rio de Janeiro (onde fica a sede do IRD), tornou-se obrigatório que qualquer serviço, tanto público quanto privado, tenha um laudo do IRD para operação.

O IRD tem como objetivo ser o centro de referência para as atividades relacionadas a proteção radiológica, dosimetria e metrologia das radiações, para o que executa vários programas de treinamento.

Objetivando um controle em todo o país, o IRD incentivou a capacitação dos profissionais da VS dos vários estados do Brasil, para que tenham condições de fiscalizar e controlar o programa de proteção radiológica, havendo necessidade de um investimento em treinamento, instrumentação, suporte técnico e metrológico.

Foi em 1987, com o acidente com Césio 137 na cidade de Goiânia, que as autoridades federais e estaduais se sensibilizaram para a questão de proteção radiológica. No final daquele ano, foi assinado um Termo de Compromisso entre o Ministério da Saúde, Ministério do Trabalho, Ministério da Habitação, Urbanismo e Meio Ambiente, Conselho Nacional de Secretarias de Saúde, Colégio Brasileiro de Radiologia e a CNEN, quanto a criação de Centros Regionais no Brasil de forma que estes pudessem dar suporte técnico e metrológico aos programas dos estados, mas o

prazo teve seu tempo expirado no ano de 1992 e não foi cumprido. Outros programas surgiram, e estão em andamento (VELASQUES, 1994).

O Centro de Vigilância Sanitária (CVS) do Estado de São Paulo é hoje o que mais está envolvido em questões de cumprimento e desenvolvimentos de programas de controle de qualidade em radiologia diagnóstica. “Ele foi criado pelo Decreto 26.048 de 15/10/86, o qual estabelece no seu artigo segundo, que a Instituição tem a competência de planejar, coordenar, supervisionar, realizar estudos e propor normas e programas de fiscalização, no que concerne à Prestação de Serviços de Saúde no Estado” (VELASQUES, 1994, SES/SC).

Através de um Fórum de debates, uma Norma Técnica de Proteção Radiológica para Serviços de Saúde foi elaborada pelo CVS de São Paulo. Esta norma acabou sendo publicada como Resolução do Secretário de Estado da Saúde sob o nº 625, em 14 de dezembro de 1994 (ALDRED, 1997).

Cabe à VS de cada estado verificar se os níveis de radiação são adequados, através da análise de laudos de levantamento radiométrico. O levantamento radiométrico realizado pela VS do Estado de Santa Catarina é a monitoração dos níveis de radiação com a câmara de ionização e fantoma, que consiste em um “galão” de água que simula o tecido humano. Atualmente em Santa Catarina não existem equipamentos de testes adequados para fiscalização, dificultando o trabalho desta instituição e a garantia de um controle de qualidade em Radiologia Diagnóstica.

## **6. ENSAIOS DOS EQUIPAMENTOS E AMBIENTE RADIOLÓGICO**

O objetivo deste capítulo é descrever procedimentos de ensaios para fiscalização de funcionalidade e proteção radiológica, bem como os equipamentos necessários para verificação destas condições (VELASQUES, 1994).

### **6.1 EQUIPAMENTOS DE ENSAIO**

Para a realização da fiscalização em um ambiente radiológico são necessários instrumentos para verificação do nível de radiação no ambiente, verificação do nível de tensão, corrente, carga transportável e tempo que está sendo exposto o paciente, além do alinhamento e colimação do feixe de Raios X e outros equipamentos de testes que serão vistos a seguir.

#### **6.1.1 Detectores de radiações ionizantes**

Os detectores de radiação normalmente são transdutores que transformam os efeitos da radiação sobre a matéria em pulsos de corrente elétrica sem registrá-los, pois dependem de um sistema eletrônico de registro, que traduza os efeitos produzidos através de pulsos de corrente (BITELLI, 1982, SIEDBAND, 1992).

Qualquer instrumento detector de radiação tem como princípio básico a interação da radiação com o material sensor do instrumento, produzindo uma resposta que seja em função da grandeza que se quer avaliar. A grandeza mais simples de ser



avaliada é o fluxo de radiação (número de partículas por unidade de tempo). A Tabela 6-1, mostra alguns efeitos da radiação para instrumentos específicos (VELASQUES, 1994; CEMBER; BITELLI, 1982).

Tabela 6-1- Efeitos da radiação usados na detecção e medição da radiação (VELASQUES, 1994).

Efeito	Tipo de Instrumento	Detector
Elétrico	Câmara de Ionização	gás ou líquido
	Contador Proporcional	gás
	Contador Geiger	gás
	Diodo de Estado Sólido	semicondutor
Químico	Filme	emulsão fotográfica
	Dosímetro Químico	sólido ou líquido
Luz	Cintilador	cristal ou líquido
	Contador Cerenkov	cristal ou líquido
Termoluminescência	TLD	cristal
Calor	Calorímetro	sólido ou líquido

Os detetores mais utilizados são os a gás, e baseiam-se na capacidade de um gás ionizado, dentro de um recipiente, alterar a tensão entre dois eletrodos, ou ser coletado num dos eletrodos em forma de corrente ou carga. Este tipo de detector é muito utilizado tanto em laboratório quanto em campo. A figura 6-1 apresenta um circuito básico de um detector a gás.

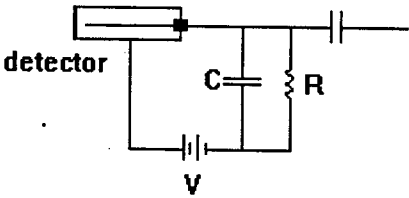


Figura 6-1 - Circuito básico de um detector a gás (VELASQUES, 1994).

O processo de interesse no estudo de detectores a gás é o fenômeno de ionização (CONTI, 1995). O detector é sensível à radiação e quando for irradiado, haverá uma passagem de corrente elétrica no circuito, gerando uma tensão sobre a resistência de saída, que aumenta com o acréscimo da corrente proveniente de uma maior quantidade de radiação. Se passar um fluxo constante de radiação através do detector e se houver uma variação na tensão de alimentação, regiões diversificadas e bem definidas podem ser identificadas, conforme é apresentado na Figura 6-2, que mostra a curva típica de identificação do tipo de detector usado para certas faixas de tensão. A primeira região é chamada região de recombinação, onde muitas das cargas se recombinaem antes de serem coletadas. A segunda é a região da câmara de ionização, em que a tensão é suficiente para que os íons sejam coletados antes que ocorra recombinação, porém não tão grande ao ponto dos íons serem acelerados para produzir radiação secundária por colisões adicionais. A próxima faixa é conhecida como região proporcional e, dependendo do potencial aplicado, há um aumento de carga. A região seguinte é a de Geiger Muller onde uma ionização inicial se estende para todo gás, finalmente, a região de descarga contínua onde o detector é danificado (BITELLI, 1982; VELASQUES, 1994).

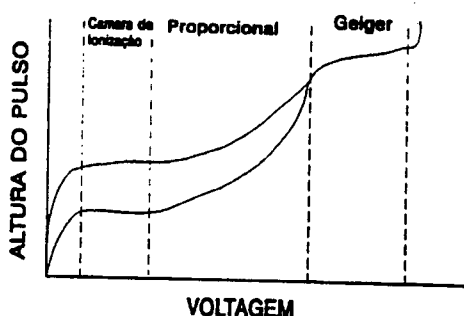


Figura 6-2 - Curva típica amplitude do pulso x nível de tensão (VELASQUES, 1994).

Dentre os detectores a gás mais utilizados podem ser citados: câmaras de ionização, caneta dosimétrica e contadores Geiger Muller (GM).

### **1. Câmara de ionização**

Para a região da câmara de ionização, o número de íons produzidos na câmara determinará a amplitude do pulso no detector, sendo possível identificar qual é o tipo de radiação que se está verificando (alfa, beta, gama ou X). As câmaras de ionização medem o efeito médio produzido por um feixe de radiação (BITELLI, 1982).

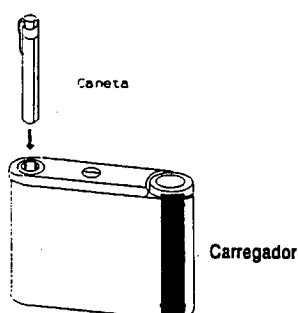
Devido à sua precisão, as câmaras de ionização são escolhidas para dosimetria de precisão, mas são pouco sensíveis em exposições muito baixas devido à limitação eletrônica.

As câmaras de ionização para calibração de feixes de Raios X são ligadas a um eletrômetro de alta precisão através de um longo cabo coaxial (ou triaxial). As medições podem ser feitas sem que o operador saia da cabine de comando do aparelho de Raios X. Estes instrumentos são geralmente robustos e de alta precisão. As câmaras podem ser cilíndricas, esféricas ou do tipo panqueca (placas paralelas). A Figura 6-3 mostra um eletrômetro, equipamento que apresenta as leituras dos testes realizados com a câmara de ionização.

### **2. Caneta Dosimétrica**

A caneta dosimétrica (Figura 6-4) é utilizada como monitor pessoal para medir radiações X ou gama. O fenômeno de ionização é semelhante para radiação X ou gama e seu funcionamento é análogo ao de uma câmara de ionização.

Uma fibra de quartzo é carregada com um potencial de 200 V e se descarrega proporcionalmente à ionização. A leitura da caneta é feita segurando-a contra a luz e fazendo-se a leitura através da lente. Caso a caneta não esteja com a escala no ponto zero (a caneta é zerada com o carregador) antes da última exposição, é só fazer a leitura, subtraindo o valor inicial. Se for desejada a dose média de exposição, divide-se o valor lido pelo tempo correspondente. Em geral a escala do dosímetro de bolso vai de 0 a 200 mR, mas existem dosímetros graduados em Roentgen (BITELLI, 1982). Para garantia de leituras corretas da caneta, deve ser feita anualmente uma calibração e, periodicamente, a verificação da funcionalidade da caneta contra uma fonte de radiação. As vantagens da utilização da caneta são seu pequeno tamanho e a leitura instantânea, devido a isso pode complementar o uso do dosímetro individual. Dentre as desvantagens, pode-se citar: fuga elétrica, fragilidade, sensibilidade à umidade, além de não conservar informação sendo portanto invalidada como dosímetro oficial (VELASQUES, 1994).



*Figura 6-3 - Caneta dosimétrica e carregador (VELASQUES, 1994).*

### 3. Contadores Geiger-Muller (GM)

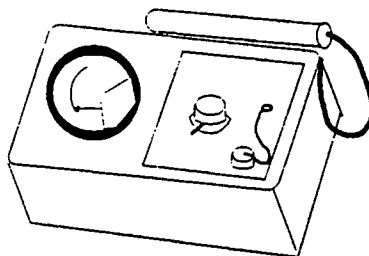
O contador Geiger-Muller (Figura 6-5) é um detector popular, e pode ser utilizado na detecção de partículas  $\alpha$ ,  $\beta$ , radiações X e  $\gamma$  (BITELLI, 1982). Esses

tipos de detectores utilizam tubos GM preenchidos com gases nobres (He ou Ar), favorecendo a multiplicação de pares eletrônicos criados originalmente pela radiação. Com este equipamento, não é possível diferenciar o tipo de radiação que está sendo registrada, pois todos os tipos de pulsos na região em que opera este detector são idênticos, medindo apenas o número de partículas que atingem o detector.

Esse tipo de detector necessita de um intervalo para o registro de novas ionizações, não sendo vantajoso utilizá-lo em radiologia diagnóstica cujo tempo de exposição é bastante curto (ordem de milisegundos). Além disso, o GM apresenta uma alta dependência energética para a faixa de energia utilizada em radiologia diagnóstica. É um detector robusto, barato, de fácil manutenção e apropriado para campo, sendo mais utilizado em instalações industriais convencionais. Devido à sua alta sensibilidade, este tipo de detector é recomendado para detecção de radiação, mas não para medição de dose (VELASQUES, 1994; CONTI, 1995).



*Figura 6-4 - Eletrômetro (VELASQUES, 1994).*



*Figura 6-5 - Contador Geiger Muller (VELASQUES, 1994).*

#### 6.1.2 Instrumentos para detecção do desempenho dos equipamentos de radiologia.

Para que os dados extraídos com os detectores de radiação sejam confiáveis, é necessário que haja um programa que identifique, registre, inspecione, calibre e preste manutenção, se necessário, para estes equipamentos. A calibração do próprio medidor deve ser anual ou sempre que ocorrer algum reparo ou, ainda, quando houver indicação de funcionamento irregular por laboratórios credenciados. É muito importante que os manuais dos fabricantes dos medidores estejam sempre disponíveis e que toda tarefa realizada com estes instrumentos seja conforme indicação do fabricante e norma vigente, se esta existir (VELASQUES, 1994).

Quando o operador do equipamento de Raios X seleciona uma determinada técnica para realização de um exame, ele acredita que os valores de tensão e corrente indicados pelo equipamento, bem como o tempo selecionado, correspondam ao que o paciente está exposto. Para que isso ocorra, é necessário calibrar os equipamentos. Existem vários tipos e modelos de instrumentos para detecção das

condições de funcionalidade e segurança de equipamentos de radiologia diagnóstica. Aqui será mostrado o instrumental mínimo necessário para possível fiscalização destes equipamentos.

#### 6.1.2.1 Medidor de tensão.

Serve para verificar o ajuste de tensão do equipamento de Raios X, podendo ser digital ou do tipo fotográfico.

### 1. Medidor Digital

O medidor digital pode ser utilizado para aparelhos de Raios X simples ou para fluoroscopia, cuja escolha é feita por um botão seletor. Este equipamento é internamente programado, possuindo curvas de calibração diferentes para aparelhos monofásicos ou trifásicos. É necessária apenas uma exposição para cada medição e o medidor é zerado automaticamente após sua utilização; portanto não há necessidade de entrar na sala de radiologia antes da exposição seguinte.

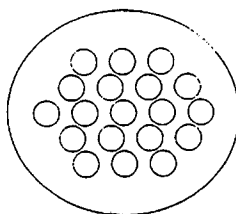
### 2. Medidor de tensão tipo fotográfico

O medidor de tensão tipo fotográfico, consiste de um cilindro de acrílico com 5,0 cm de diâmetro e 3,2 cm de altura (Figura 6-6)<sup>1</sup>. Dispostos dentro dele estão 19 orifícios de 0,5 cm de diâmetro, nos quais são colocados filtros de cobre, possuindo, cada um dos orifícios, 0,05 mm a mais ou menos de cobre que o

---

<sup>1</sup> Este medidor foi desenvolvido na Alemanha e, posteriormente, construído no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD).

anterior. O primeiro filtro de cobre colocado no primeiro orifício tem 0,2 mm de espessura, enquanto que o último orifício, de número 18, possui 1,05 mm, e o orifício central não apresenta filtro. A forma de avaliar o nível de tensão, é através da coincidência de densidades óticas entre a região do acrílico e uma outra região correspondente a um dos discos de cobre. Além disto, o sistema é complementado por um cassete com écran e um filme, já que a verificação da densidade ótica é feita com a leitura do filme. A calibração deste dispositivo de teste deve ser repetida anualmente, mas devem ser feitas verificações periódicas.



*Figura 6-6 - Cilindro fotográfico medidor de tensão (VELASQUES, 1994).*

Os resultados dependem da forma de onda da tensão aplicada ao tubo, pois este instrumento de medição é baseado no princípio da atenuação.

O tipo de revelação manual ou automática, não afeta os resultados, desde que mantida a Densidade Ótica - DO, aproximadamente em 1. Variações na Distância Foco-Filme - DFF, não provocam alterações na amplitude da curva. Mas a escolha do tipo de écran é importante, pois existe uma grande dependência na variação da inclinação da curva de calibração em relação ao tipo de écran, podendo provocar variações acima de 10 kV (VELASQUES, 1994).



#### 6.1.2.2 Medidor de tempo de exposição (*timer*)

O medidor de tempo é um instrumento portátil operado com bateria, que mede o tempo de exposição a um feixe de Raios X em aparelhos diagnósticos (Figura 6-7). Não existe conexão física entre o timer e o equipamento de Raios X sob teste. Este instrumento utiliza detector de estado sólido (semicondutor).

Consegue identificar, medindo pulsos, aparelhos monofásicos e trifásicos. Para aparelhos trifásicos só o tempo é medido, e em aparelhos monofásicos mede-se o pulso e a leitura deve ser convertida para tempo.

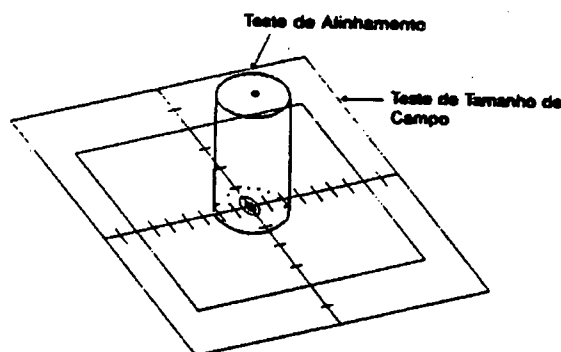
#### 6.1.2.3 Instrumento para Teste de Colimação e Alinhamento

O instrumento de teste para alinhamento de campo pode ser visto na Figura 6-7. Consiste em um cilindro plástico com 15,65 cm de altura, possuindo também duas (2) esferas de aço, com 1,6 mm de diâmetro, que são colocadas no topo e na base do cilindro de teste. É indispensável que as esferas de aço estejam rigorosamente alinhadas ao eixo longitudinal do cilindro. Para colimação é necessário utilizar uma placa retangular com marcações na superfície.

#### 6.1.3 Monitores pessoais

Existem vários laboratórios credenciados pelo IRD/CNEN, que prestam serviço de monitorização individual externa. Estes laboratórios devem observar

rigorosamente os procedimentos de controle de qualidade e podem utilizar filmes dosimétricos ou dosímetros termoluminescentes - TLD's.



*Figura 6-7 - Conjunto de teste para Alinhamento e Colimação do feixe de Raios X (VELASQUES, 1994).*

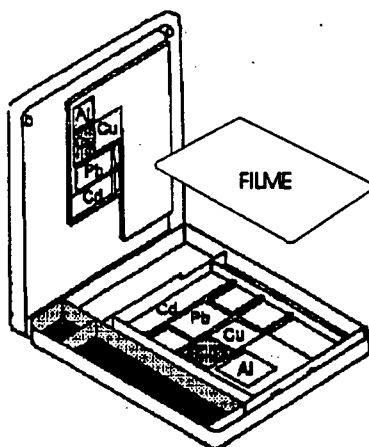
## 1. Filmes Dosimétricos

São filmes de tamanho igual aos utilizados em radiologia odontológica, que são colocados em porta-dosímetros, conforme mostrado na Figura 6-8. É possível determinar a dose registrada pela comparação com filmes expostos em laboratório, através de curvas de calibração para energias conhecidas. Dependendo da emulsão fotográfica, a faixa de dose medida pode ser de 0,20 mGy até diversos Grays. A emulsão é sensível à umidade e ao calor e, sendo necessário proteger o filme, este deve ser envelopado em papel alumínio.

## 2. Dosímetros Termoluminescentes - TLD's

Constituem-se de cristais (crescidos ou prensados em pastilhas de teflon) utilizados em porta-dosímetros. Esses cristais são materiais semicondutores e, quando expostos à radiação, os elétrons deste material ficam estáveis até os TLDs

atingirem a temperatura de aproximadamente 200°C, quando retornam à banda de valência emitindo fótons de luz (fotoluminescência), proporcionalmente à radiação absorvida pelo cristal. O sinal produzido pela intensidade de luz é ampliado em um tubo fotomultiplicador e lido em um multímetro (VELASQUES, 1994).



*Figura 6-8 - Monitor pessoal tipo filme dosimétrico (VELASQUES, 1994).*

Os dosímetros termoluminescentes podem ser usados para medir radiação X,  $\gamma$  e  $\beta$ , para exposições entre 0,1 mGy e 100 Gy, dependendo do tipo de cristal.

O modelo do dosímetro termoluminescente que pode ser visto na Figura 6-9, é uma alternativa para os dosímetros fotográficos, pois são apropriados para atmosferas quentes e úmidas. Tem como desvantagem a perda do registro da informação após sua leitura; além disso o equipamento de leitura é caro. Os dosímetros de fluoreto de lítio são aproximadamente equivalentes ao tecido humano.

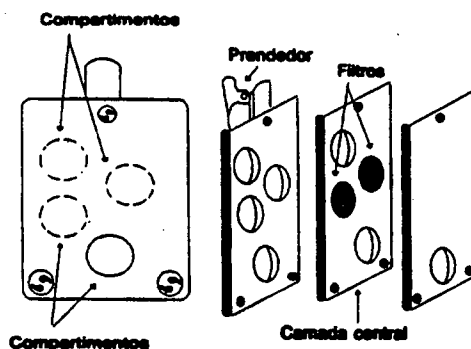


Figura 6-9 - Dosímetro termoluminescente - TLD (VELASQUES, 1994).

## 6.2 PROCEDIMENTOS DE ENSAIO

Uma das etapas que deve fazer parte de um programa de qualidade em radiologia diagnóstica é a realização de ensaios para confirmação e verificação de parâmetros como nível de corrente, nível de tensão, tempo de exposição, colimação do feixe, etc. Para isso, é necessário que sejam desenvolvidos procedimentos de ensaios, de forma a garantir que não seja esquecido nenhum dos itens de avaliação

Seguem, então, alguns procedimentos que devem ser efetuados para que tanto os equipamentos, quanto as instalações, estejam dentro dos padrões de qualidade mínimos necessários.

### 6.2.1 Procedimentos de Inspeção das Condições Gerais de um Setor de Radiologia Diagnóstica

A seguir indica-se os procedimentos necessários para a inspeção das condições gerais de salas e equipamentos de Raios X diagnóstico.

#### 6.2.1.1 Cadastramento da instituição

Deve ser preenchida uma ficha padrão que registre todos os dados necessários para cadastramento da instituição, em que devem constar: nome da instituição que deseja ser cadastrada, endereço, pessoa responsável pela instalação, caracterização do tipo de entidade, data de cadastramento, bem como a pessoa responsável por tal atividade<sup>2</sup> (VELASQUES, 1994).

#### 6.2.1.2 Pré-Inspeção

Antes de iniciar a tarefa de inspeção deve-se contactar o responsável da instituição e obter um breve parecer das condições dos equipamentos e ambiente. Não se deve realizar inspeção quando há falhas dos equipamentos ou indisponibilidade para testes. Durante todo o processo de inspeção, algum responsável técnico da instituição deve estar presente (VELASQUES, 1994).

#### 6.2.1.3 Cadastramento dos equipamentos

O cadastramento dos equipamentos é a primeira atividade a ser realizada frente a efetuação dos ensaios. A partir daí, passa a ser montado um histórico de cada equipamento de Raios X e do ambiente onde está instalado. As informações provenientes das inspeções podem constituir um banco de dados confiável para a

---

<sup>2</sup> Ver ANEXO A.

tomada de decisões. Como na rotina hospitalar, nem sempre é possível parar uma sala de Raios X para prestar manutenção, ou realizar os ensaios, estes devem ser programados com antecedência.

No cadastramento do equipamento devem ser anotadas informações como: fabricante, fornecedor, patrimônio, modelo, número de série, classificação, fase da tensão de alimentação, tipo de retificação, componentes do aparelho e suas características técnicas. Devem também ser indicados, os tipos de exames realizados com este aparelho, bem como o setor ou sala a que pertence<sup>3</sup> (VELASQUES, 1994).

#### 6.2.1.4 Condições Gerais da Instalação

O registro das condições da sala deve ser feito da mesma forma que é feito para o equipamento. Em radiologia diagnóstica, manter a sala em boas condições é tão importante quanto a manutenção dos equipamentos e acessórios utilizados. O cadastro dos equipamentos deve ser arquivado junto à documentação da sala, pois estes geralmente permanecem fixos (em caso de equipamentos fixos) no mesmo local. Em caso de equipamentos móveis ou transportáveis, o cadastramento deve ser individual. Acompanhando o cadastramento, deve ser feito o levantamento das condições do ambiente e equipamentos, que consiste numa inspeção visual, quando são apontadas possíveis irregularidades que impliquem em insegurança e desconforto para o paciente, para o operador, para o público, à própria instalação e aos equipamentos.

---

<sup>3</sup> Ver ANEXO A.

O procedimento a ser realizado consiste no preenchimento de um formulário específico, que permite que sejam feitas avaliações gerais e completas da sala em questão, pois qualquer irregularidade deve ser registrada<sup>4</sup>.

Durante a inspeção da sala de Raios X, deve ser verificada a presença de EPI's, identificando-se quantos e quais estão disponíveis, seu estado de conservação e como são guardados. As blindagens móveis, como cortinas, biombos, anteparos devem ser avaliados de forma geral.

#### 6.2.2 Calibração dos equipamentos de Raios X e verificação do nível de radiação no ambiente

A CNEN, através de publicações e cursos, normalmente oferecidos pelo IRD, estabelece os testes necessários para segurança do operador e paciente em radiologia diagnóstica (VELASQUES, 1994).

##### 6.2.2.1 Levantamento Radiométrico

O objetivo deste levantamento é verificar os níveis de exposição aos quais são submetidos profissionais e público.

Antes de iniciar qualquer procedimento de teste na inspeção dos equipamentos de Raios X, deve-se primeiramente fazer o levantamento radiométrico,

---

<sup>4</sup> Ver ANEXO A.

em próprio benefício do fiscal que realizará os testes.

## **1. Instrumentação**

Para realização do levantamento radiométrico, são necessários os seguintes instrumentos:

- Câmara de ionização;
- Fantoma (para simulação do tecido humano)

## **2. Metodologia de ensaio**

Deve ser feito um croquis com as dimensões aproximadas da sala em que será realizada a avaliação (tanto para equipamentos fixos quanto móveis), onde devem ser identificadas as partes principais que compõe o equipamento, como gerador, tubo de Raios X, painel de comando, estativa, mesa de exame, etc; bem como a localização de portas, janelas, uso das áreas adjacentes como: câmara escura, câmara clara, corredor e outros departamentos vizinhos. Neste croquis, devem ser anotados todos os pontos de interesse, tanto dentro quanto fora da sala de diagnóstico<sup>5</sup>.

Para medição do feixe de radiação secundária, faz-se uso de um fantoma que simula o tecido mole. Quando não se tem disponível um fantoma especial para verificação do nível de radiação, pode se utilizar um recipiente plástico contendo água, com as dimensões de um tronco de uma pessoa adulta. As medições devem ser feitas, nas portas, na posição de comando, nos visores, na entrada da

---

<sup>5</sup> As posições dos pontos de interesse devem ser anotadas em forma de sequência numérica.



cabine de comando, nas salas e áreas livres circunvizinhas. Para realização deste teste, deve-se direcionar o tubo em todas as posições utilizadas na realização de exames, com as mais altas tensões empregadas nos exames de rotina executados com este equipamento. As correntes devem ser as menores possíveis de forma a obter-se um tempo maior de exposição, devido às características do instrumento de medição.

Quando se trata de fluoroscopia, a tensão utilizada deve ser a mais alta e a corrente deve ser da ordem de 1 mA. Devem ser feitas as medições na altura do tronco com e sem avental plumbífero, bem como na altura dos olhos e gônadas quando o colimador é removido para realização de fluoroscopias. Se houver algum botão de controle atrás do intensificador de imagem, deve ser feita uma medição do nível de radiação neste ponto. Em qualquer outra posição em que em alguma intervenção possa existir, para outras pessoas além do paciente (anestesistas, enfermeiros, técnicos, assistentes), como por exemplo, na cabeceira e nos pés da mesa de exames, também deve ser feita a verificação dos níveis de radiação (VELASQUES, 1994).

### **3. Procedimentos de ensaio**

Seguem abaixo os procedimentos de ensaio necessários para verificar o nível de radiação espalhada devido aos feixes primários e secundários.

#### **3.1. Feixe primário**

Os procedimentos aqui descritos são válidos para radiografia, fluoroscopia, mamografia e tomografia computadorizada.

- O tubo de Raios X deve ser apontado para todas as marcações feitas inicialmente no croquis, para que possa emitir radiação, sendo necessário que exista um sistema

receptor de imagem. Os valores de tensão e carga transportável (kVe mAs) devem ser previamente determinados;

- Verificar se o equipamento suporta a técnica a ser empregada, avaliando a tolerância do tubo de Raios X;
- Posicionar o tubo de Raios X na distância exigida pela técnica a ser executada;
- Utilizar o croquis para anotar todos os pontos em que as pessoas possam ser atingidas pelo feixe primário. É interessante que esta marcação seja diferenciada da realizada inicialmente no croquis como pontos de interesse;
- Posicionar a câmara de medição no primeiro ponto onde será feita a leitura do nível de radiação. Verificar se a escala do equipamento é adequada para medição a fim de evitar saturação da escala e nova exposição. A pessoa encarregada do serviço deve realizar o disparo do feixe de radiação;
- Medir a taxa de dose absorvida em Gray, por unidade de tempo, para o primeiro ponto e anotar no formulário. Repetir a medição para todos os pontos anotados;
- Se houver outra posição de uso do tubo, mudar a direção do feixe de Raios X, assinalar todos os pontos que podem ser

atingidos pelo feixe primário e realizar as medições anotando em formulário<sup>6</sup>;

- Este passo deve ser repetido para todas as posições possíveis de uso do feixe primário.

### **3.2. Feixe espalhado para Raios X Convencional**

Para a avaliação do feixe espalhado, utiliza-se um simulador do tecido humano. Para tal, nesta etapa de medição, faz-se uso de um fantoma. Existem fantasmas próprios para os vários tipos de procedimentos. Em caso de sua indisponibilidade, utiliza-se o fantoma de água.

- Posicionar o fantoma na mesa de Raios X ou estativa como se fosse realizada uma radiografia;
- O tubo de Raios X deve ser posicionado a 100 cm do fantoma para a mesa e 180 cm para o bucky vertical. O campo de radiação deve ser aberto sobre toda a superfície do fantoma;
- Selecionar uma técnica radiográfica na cabine de comando do equipamento de Raios X (por exemplo 40 mA, 1s, para 100 kV). É importante que antes de qualquer disparo, seja verificado se o tubo suporta a técnica selecionada (VELASQUES, 1994);

---

<sup>6</sup> ANEXO A.

- Dirigir-se com o instrumento de medição ao ponto de interesse, cuja posição de utilização deve estar indicada no manual do instrumento. Verificar a escala do equipamento, para que não ocorra saturação e consequentemente nova exposição;
- Se o ponto selecionado para medição for visivelmente zona que detenha níveis de radiação, o operador deve utilizar equipamentos de proteção como aventais, luvas, protetor de tireóide, etc. Iniciar a operação, ou seja, disparar os Raios X e anotar no formulário o valor obtido<sup>7</sup>;
- Repetir o procedimento para os outros pontos selecionados.

### **3.3. Feixe espalhado em Fluoroscopia**

Este tipo de exame exige que, além dos pontos já indicados para radiografia comum, sejam selecionados, como ponto de prova para radiação espalhada, todo o espaço em torno a mesa ocupada por profissionais, durante a realização de procedimentos especiais ou contrastados.

- Vale o mesmo procedimento que para radiografia comum, exceto o fantoma, que deve ser posicionado para fluoroscopia. A corrente deve ser em torno de 1 mA;

---

<sup>7</sup> ANEXO A.

- O operador deve vestir um avental plumbífero com atenuação equivalente a 0,5 mm de chumbo;
- Colocar um saíote plumbífero em torno ao seriógrafo.  
Observação: Todo e qualquer dispositivo que estiver sob o seriógrafo deve ser retirado durante os procedimentos de teste;
- No caso de o equipamento não ser telecomandado e existir a necessidade de um ambiente isento de luz, esta deve ser apagada e deve-se aguardar o tempo necessário para a acomodação visual;
- Ligar a fluoroscopia do aparelho e posicionar o tubo mantendo a abertura completa do campo sobre toda superfície do fantoma;
- Acender a luz e posicionar, a partir do ponto indicado no croquis, o instrumento de medição, conforme indicação do fabricante. Certificar-se da escala ideal para o equipamento, a fim de evitar saturação;
- Não se expor ao feixe primário e utilizar luvas plumbíferas se houver necessidade;
- Não permitir a presença de outras pessoas na sala de teste;
- Iniciar a exposição para fluoroscopia;

- Anotar as medidas em formulário próprio<sup>8</sup>;
- Realizar o mesmo procedimento para todos os pontos selecionados.

#### 6.2.2.2 Controle do nível de tensão

O controle do nível de tensão é feito para verificar se os valores indicados no painel de controle correspondem ao valor de tensão de pico do feixe de Raios X, dentro de uma faixa de erro aceitável. A tensão aplicada ao tubo de Raios X é o controle eletrônico das escalas de cinza da imagem radiográfica e quanto maior valor da tensão aplicada aos terminais do tubo de Raios X, mais penetrante será o feixe, consequentemente, mais anatomias poderão ser vistas.

### 1. Instrumentação

A instrumentação utilizada é:

- Medidor de tensão digital ou
- Medidor de tensão fotográfico, densitômetro, curvas de calibração<sup>9</sup>.

### 2. Metodologia de ensaio

Independentemente do método utilizado (digital ou fotográfico), a medição da tensão deve ser feita para cinco valores, indicados no painel de controle,

---

<sup>8</sup> ANEXO A

<sup>9</sup> O medidor fotográfico de tensão, corresponde ao: cassete, filme e filtro de cobre de 1,0 mm.

para cada tubo de Raios X (se existir mais de um)<sup>10</sup>, e a corrente selecionada deve ser a mais usual na realização de exames, devendo permanecer constante durante todas as medições de exatidão da tensão.

### **3. Procedimentos de ensaio**

Preencher os dados referentes ao controle do equipamento no formulário padrão, como número da instituição, número de série do equipamento, patrimônio, data da inspeção e identificação do número do tubo sob teste<sup>11</sup>.

#### **3.1. Medidor fotográfico**

- O tubo deve ser posicionado de forma a manter uma distância de 1 m entre foco e mesa;
- Marcar na mesa o centro do feixe;
- Colocar filtro de cobre na saída do feixe;
- A câmara de ionização deve ser colocada na marcação feita anteriormente e medir o rendimento para cada tensão testada;
- Para uma exposição de 2 mR, que corresponde a uma densidade ótica próxima de 1.0, anotar os valores de tensão e corrente x tempo (sugestão VELASQUES, 1994);

---

<sup>10</sup> Sugestão: Selecionar tensões na faixa de 60 kV a 100kV (VELASQUES, 1994).

<sup>11</sup> ANEXO A.

- O cilindro medidor deve ser posicionado sobre o chassis com o filme, alinhado com a marcação feita na mesa;
- Utilizando a técnica descrita, disparar o botão de comando para cada valor de tensão;
- Revelar o filme, ler e anotar as D.O no formulário, preenchendo todos os campos deste formulário<sup>12</sup>. As leituras das DO's devem ser registradas em campos numerados de 1 a 18. Quando for indicado a DO logo abaixo da DO referência pode ser encerrada a leitura 13;
- Identificar a DO coincidente com a DO de referência, conseguindo-se então determinar a janela mais apropriada para especificação da tensão medida através da curva de calibração, fornecida pelo fabricante do instrumento;
- Determinar a janela coincidente com a janela ótica de referência para cada valor de tensão testado;
- Determinar o valor correspondente de tensão com o número da janela testada, utilizando as curvas de calibração. Se acontecer que o valor da DO de referência (Dor) estar como intermediário, deve ser utilizada uma expressão de extrapolação (VELASQUES, 1994).

---

<sup>12</sup> ANEXO A.



### 3.2. Medidor digital

As medições de tensão devem ser realizadas conforme indicação do fabricante e de acordo com a metodologia indicada para este tipo de medição<sup>14</sup>.

## 4. Interpretação dos resultados

Deve ser verificado o erro entre a tensão medida e a tensão indicada.

A conclusão em relação às medições é indicada na Tabela 6-2.

*Tabela 6-2 - Aceitação do valor lido versus medido (VELASQUES, 1994).*

Diferença entre o valor medido e o valor indicado.	Aceitação
menor ou igual $\pm 5$ kV	Boa
menor ou igual $\pm 10$ kV	Aceitável
maior que 10 kV	Não Aceitável

### 6.2.2.3 Variação da tensão com a corrente no tubo

Devido à variação de tensão de fornecimento, pode ocorrer descalibração da tensão de aceleração, então faz-se um teste para verificar se o gerador é capaz de realizar as devidas correções de carga.

---

<sup>13</sup>DO de referência = DO da região do acrílico.

<sup>14</sup> Anexo A.

## **1. Instrumentação**

A instrumentação necessária é a mesma utilizada em 6.2.2.2

## **2. Metodologia de ensaio**

Seleciona-se a tensão utilizada com maior frequência na realização de exames. Manter este valor constante e selecionar correntes limites para o equipamento sob teste. O valor da tensão deve ser lido para todas as correntes selecionadas.

## **3. Procedimentos de ensaio**

Medir a tensão para cada valor de corrente selecionado e anotar estes valores em formulário<sup>15</sup>.

## **4. Interpretação dos resultados**

A diferença entre a tensão medida e a indicada deve estar entre  $\pm 4$  kV, para as faixas de corrente testadas. Os intervalos de aceitação estão de acordo com a Tabela 6-2.

Fatores que podem acarretar a descalibração da tensão são a variação da tensão de fornecimento de energia elétrica e a idade do tubo.

### **6.2.2.4 Exatidão da tensão para fluoroscopia**

O objetivo deste teste é verificar a reação entre a tensão medida e a indicada em fluoroscopia.

---

<sup>15</sup> Ver Anexo A.

## **1. Instrumentação**

A instrumentação necessária é a mesma utilizada no item 6.2.2.2. Para este caso deve-se utilizar o medidor fotográfico.

## **2. Metodologia de ensaio, Procedimentos e Interpretação dos Resultados**

Sempre que possível, as medidas de tensão devem ser feitas para correntes de 1 mA. Todo o procedimento e interpretação do resultado são feitos conforme descrito nas medidas de tensão em radiografia comum.

### **6.2.2.5 Filtragem**

O objetivo é verificar se a filtragem mínima do tubo e o colimador estão de acordo com as recomendações aplicáveis.

## **1. Instrumentação**

- Filtros de alumínio de 1, 2, 3 e 4 mm;
- Câmara de Ionização mais eletrômetro ou canetas dosimétricas com carregador.

## **2. Metodologia de ensaio**

Uma das formas de estimar a filtragem é verificando-se as medições da atenuação da radiação ao atravessar chapas de alumínio. A filtragem é estimada a partir da medida da camada semi-redutora - HVL, para uma dada tensão escolhida (valor sugerido: 80 kV) (VELASQUES, 1994).

### 3. Procedimentos de ensaio para medição do HVL

- Selecionar técnica radiográfica para medição inicial, de forma a obter-se uma leitura próxima à máxima escala do dosímetro <sup>16</sup>;
- Colimar o feixe de Raios X de forma a cobrir apenas o volume sensível da câmara de ionização ou dosímetro deve estar a 1 m do foco do aparelho<sup>17</sup> ( Figura 6-10);
- Fazer a primeira exposição sem filtro de alumínio e anotar em formulário<sup>18</sup>;
- Fixar o filtro de alumínio (pode ser fixado com uma fita adesiva) de 1 mm na saída do feixe de Raios X.

Observação: Esta etapa deve ser realizada para todos os filtros mencionados, mantendo sempre a mesma técnica.

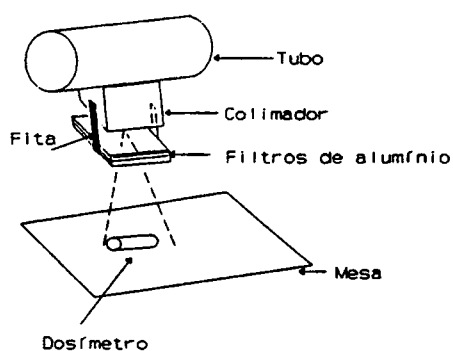


Figura 6-10 - Montagem para medição da filtragem (VELASQUES, 1994).

---

<sup>16</sup> A medição inicial consiste em se fazer a leitura sem o filtro adicional.

<sup>17</sup> Normalmente utiliza-se uma Câmara de Ionização ao invés do dosímetro.

<sup>18</sup> Esta etapa deve ser realizada duas vezes.

Os resultados obtidos nas medições, devem ser plotados em papel semi-log, em que no eixo vertical, devem estar dispostos os valores das exposições e, no eixo horizontal, os valores das espessuras dos filtros, e com isso traçar a reta que melhor se ajuste aos pontos e passe pelo ponto inicial. Determina-se, então, o valor de HVL, com a metade do valor da primeira exposição, em termos de espessura de alumínio. Uma outra forma de realizar esta operação é fazendo a linearização da curva (VELASQUES, 1994).

#### 4. Obtenção do valor da filtragem

Na Figura 6-11 pode-se observar que, com os valores de tensão e HVL conhecidos, consegue-se determinar o valor, em milímetros de alumínio, da filtragem do equipamento de Raios X.

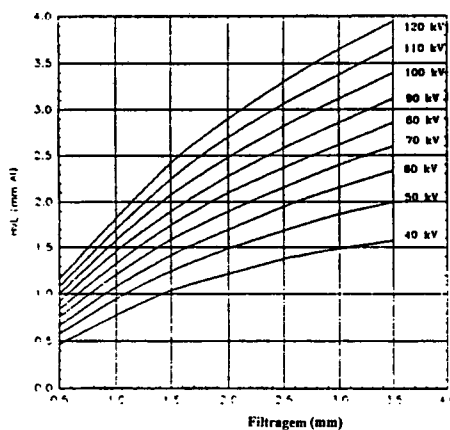


Figura 6-11 - Curvas de filtragem total em função do HVL para várias tensões de operação (VELASQUES, 1994).

As curvas da Figura 6-11 são válidas para equipamentos com retificação de meia onda ou onda completa. Para equipamentos trifásicos devem ser utilizadas curvas apresentadas na ICRP 34 (VELASQUES, 1994).

## 5. Interpretação dos resultados

Os valores obtidos devem estar de acordo com a Tabela 6-3. Caso contrário, deve ser solicitado ao responsável pela instituição a colocação de um filtro adicional para obtenção, ao menos, da filtragem mínima recomendada.

*Tabela 6-3 - Valores de filtração mínima recomendados pela ICRP (SES/SC).*

Nível de Tensão - kV	mm Al
< 50	0,5
50 -70	1,5
>70	2,5

### 6.2.2.6 Sistema de Colimação e Alinhamento

O sistema de Colimação e Alinhamento consiste na coincidência do campo de raios X com o campo de iluminação do colimador, de forma que o operador tenha condições de posicionar precisamente a parte do corpo do paciente que está sendo irradiada. O feixe primário deve ser perpendicular ao filme, e o campo de Raios X deve estar corretamente centralizado na área em que será irradiada.

De acordo com a *Food and Drug Administration* (FDA) 1986, é permitido um desalinhamento de 2% entre o campo de Raios X e o campo de luz, tanto em comprimento quanto largura. A falta de alinhamento deve ser inferior a 2% da distância desde a fonte até o receptor de imagem. Muitos colimadores hoje em dia, estão providos de limitação positiva do feixe. Este tipo de dispositivo permite a detecção do tamanho do receptor de imagem e ajusta automaticamente a abertura correspondente do colimador (BUSHONG, 1993).

## **1. Instrumentação**

- Placa com marcação, para teste de coincidência de campo;
- Cilindro para teste de alinhamento;
- Chassis (24 x 30) ou maior;
- Trena e nível de bolha.

## **2. Metodologia de ensaio**

O raio central deve ser perpendicular ao plano onde estão os objetos de teste, e o campo luminoso indicado deverá coincidir com os extremos do objeto de teste para ajustá-lo ao campo de radiação e alinhamento do raio central.

## **3. Procedimentos de ensaio**

- O chassis deve ser colocado no plano de medição e sobre ele devem ser posicionados os objetos de teste;
- Com o auxílio do nível de bolha, verificar se o tubo de Raios X e o chassis estão nivelados;
- Deve ser feita a coincidência da luz do colimador com os limites do dispositivo de teste de colimação;
- Centralizar o dispositivo para alinhamento primário sobre a placa de teste de colimação;
- Irradiar com uma técnica radiográfica própria para dedo. Acionar os colimadores de forma que o campo luminoso se mostre ligeiramente maior que o anterior e realizar nova exposição sem modificação da

técnica e posicionamento. Processar o filme preenchendo o formulário<sup>19,20</sup>.

#### 4. Interpretação dos resultados

Para verificar superposição dos campos, deve ser averiguada a diferença entre os limites da imagem do cilindro para teste de alinhamento de campo e as bordas que limitam o campo de Raios X no filme. A variação máxima aceitável é de até 2% da distância foco-filme utilizada. Se ultrapassar este valor, deve ser feito um redimensionamento do tamanho do campo de radiação e/ou luz (VELASQUES, 1994).

Se as imagens das esferas (base e topo) quase se sobrepuserem, a angulação do raio central é de 0,5 °. Mas se a imagem da esfera do topo coincidir com o primeiro círculo, a angulação do raio central será de cerca de 1,5 °. Quando a imagem da esfera superior interceptar o segundo círculo, o raio central é de cerca de 3°. As informações mencionadas correspondem às letras A, B e C respectivamente da Figura 6-12.

O máximo desvio permitido entre o eixo central do feixe de Raios X e o plano central perpendicular ao receptor de imagem é de 3° (MOTA, 1997).

---

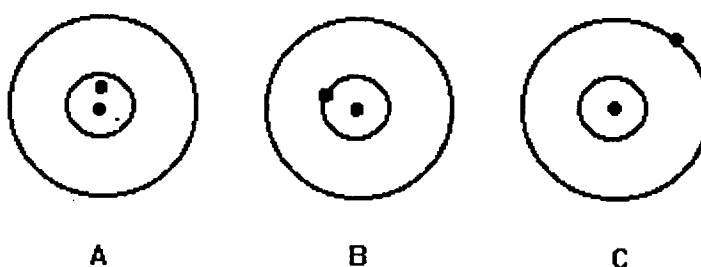
<sup>19</sup> A técnica sugerida pela física médica do Hospital de Clínicas de Porto Alegre - HCPA é de 50 kV e 3,2 mAs para distância foco-filme de 1 m.

<sup>20</sup> ANEXO A.



### 6.2.2.7 Precisão e Reprodutibilidade do tempo de exposição

O tempo que o paciente é irradiado pelo feixe de Raios X é chamado tempo de exposição. Este é diretamente proporcional à densidade que é gerada no filme, portanto é importante que este parâmetro seja avaliado, pois influencia na qualidade da imagem (VELASQUES, 1994).



*Figura 6-12 - Interpretação da imagem no teste de alinhamento do feixe (VELASQUES, 1994).*

#### 1. Instrumentação

- Medidor de tempo;
- Trena;
- Nível de bolha;

#### 2. Procedimentos de ensaio

- Nivelar o tubo de Raios X utilizando o nível de bolha;
- Colocar o medidor de tempo sobre a mesa, com a face voltada para o tubo de Raios X;

- Posicionar o tubo a uma distância de 100 cm (ou conforme indicação do fabricante), centralizando o feixe sobre o instrumento de medição;
- Verificar as fases e os cabos do instrumento de medição;
- Ligar o instrumento de medição e aguardar o tempo de aquecimento, observando as condições de operação;
- Selecionar os tempos a serem testados de forma crescente. Devem ser selecionados três valores de tempo (t) para cada um dos seguintes intervalos:  $t < 0,01 \text{ s}$ ,  $0,1 \geq t \geq 0,01 \text{ s}$  e  $t > 0,1 \text{ s}$ , com ajustes de tensão apropriados<sup>21</sup>.
- Expor o instrumento de medição à radiação e registrar a leitura em formulário<sup>22</sup>.

### 3. Interpretação dos resultados

Com a Tabela 6-4 pode-se fazer uma análise dos resultados obtidos.

#### 6.2.2.8 Controle ou monitoração individual

O controle ou monitorização individual tem como objetivo manter um registro de todos os trabalhadores efetivamente monitorados e conhecer todos os ocupacionalmente expostos. Outra função de fiscalização em monitorização individual é

---

<sup>21</sup> O HCPA sugere que sejam mantidos constantes os valores de tensão e corrente, para este teste. Esta instituição utiliza o equipamento NERO 6000M. Sugestão para início de teste: 80 kVp, 200 mA e 6ms.

<sup>22</sup> Anexo A.

avaliar como as empresas estão fornecendo e monitorando os dosímetros, e como estão sendo utilizados pelos trabalhadores. Os registros do controle médico e administrativo realizados na instituição de saúde também são observados.

*Tabela 6-4 - Interpretação dos resultados quanto a exatidão do tempo de exposição (VELASQUES, 1994).*

Resultados	Critérios		
	Bom	Aceitável	Não Aceitável
> 0,1 s	3 medições $\leq \pm 10\%$	2 medições $\leq \pm 10\%$	1 ou nenhuma medição $\leq \pm 10\%$
0,01 - 0,1 s	3 medições $\leq \pm 0,005$ s	2 medições $\leq \pm 0,005$ s	1 ou nenhuma medição $\leq \pm 0,005$ s
< 0,1 s	3 medições $\leq \pm 0,002$ s	2 medições $\leq \pm 0,002$ s	1 ou nenhuma medição $\leq \pm 0,002$ s

## 1. Procedimento

Preencher formulário junto com o profissional responsável pela radioproteção do estabelecimento<sup>23</sup>. O formulário serve como orientação para o fiscal.

## 2. Interpretação dos resultados

Deve existir um controle das medidas, as avaliações e os registros de todas as exposições à radiação que os indivíduos possam receber além de um mecanismo que registre as condições em que as exposições significantes ocorreram.

---

<sup>23</sup> Anexo A.

É obrigatória a monitorização individual durante a permanência em áreas controladas, considerando-se que:

- Os dosímetros sejam examinados antes de sua distribuição;
- O período de uso de um dosímetro depende das suas condições de exposição;
- A escolha do tipo de dosímetro depende da natureza da radiação a qual ele será submetido, da energia, tempo de exposição;
- Deve existir um número de dosímetros para cada trabalhador, adequado à avaliação em separado das doses, quando existir o risco de irradiação muito desigual sobre o corpo humano, e a avaliação das doses devido as diferentes tipos de radiação, se existirem;
- Qualquer não conformidade deve ser registrada.

#### 6.2.2.9 Medição do Tamanho do Ponto Focal

A resolução espacial de um equipamento de Raios X, depende sobretudo do tamanho efetivo do ponto focal. Para qualquer troca de equipamento de Raios X ou tubo deve ser feita uma verificação efetiva do ponto focal.

##### **1. Instrumentação (BUSHONG, 1993).**

- Estenoscópio, ou;
- Câmara de fenda, ou;

- Protetor em estrela.

O estenosκόpio, além de difícil operação, requer um tempo excessivo de exposição, ao contrário do protetor em estrela, que é bastante simples de operar, mas tem significativas limitações para pontos focais inferiores a 0,3 mm. O equipamento mais utilizado para medir o tamanho efetivo do ponto focal é a câmara de fenda.

## 2. Características e Interpretações

O tamanho efetivo do ponto focal depende da geometria do tubo, mas também do enfoque do feixe de elétrons, permitindo ao fabricante uma certa variação quanto ao tamanho do ponto focal especificado. A variação permitida pode ser vista na Tabela 6-5.

É aconselhável verificar o tamanho do ponto focal anualmente, ou sempre que houver troca do tubo.

*Tabela 6-5 - Variação permitida para o tamanho do ponto focal (BUSHONG, 1993).*

Tamanho especificado	Maximas dimensões permitidas do ponto focal Largura (mm) x Comprimento (mm)
0,05	0,075 x 0,075
0,10	0,15 x 0,15
0,20	0,30 x 0,30
0,30	0,45 x 0,45
0,40	0,60 x 0,85
0,50	0,75 x 1,10
0,60	0,90 x 1,30
0,80	1,20 x 1,60
1,00	1,40 x 2,00
1,20	1,70 x 2,40
1,60	2,10 x 3,10

#### 6.2.2.10 Reprodutibilidade do Filme

A reprodutibilidade do filme é um fator importante a ser verificado. Quando for selecionada uma técnica, espera-se que o resultado seja o melhor possível, e que a densidade ótica e o contraste sejam bons. Para isso é necessário que, se alguma mudança de técnica for selecionada e posteriormente retornada à original, forneça o mesmo resultado obtido antes da mudança.

##### 1. Instrumentação

- Dosímetro de precisão

##### 2. Metodologia

Deve-se selecionar uma série de parâmetros técnicos e realizar uma série de 10 exposições para cada um deles, com o auxílio de um dosímetro de precisão consegue-se determinar a exposição.

##### 3. Interpretação dos Resultados

É necessário que a variação entre cada uma destas exposições seja inferior a 5%.

#### 6.2.2.11 Linearidade da Exposição

##### 1. Instrumentação

- Dosímetro de precisão

## **2. Metodologia**

Uma forma de verificar a linearidade da exposição é medir com o auxílio de um dosímetro de precisão, a intensidade da radiação. Para isso, seleciona-se um valor de carga transportável (mAs) e faz-se muitas combinações de corrente e tempo.

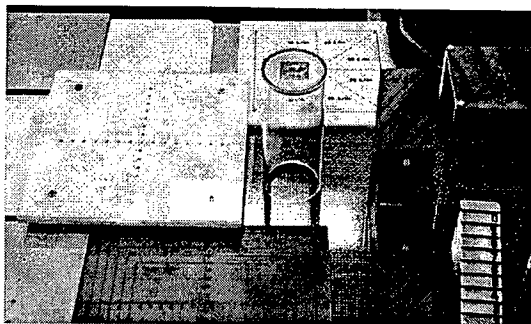
## **3. Interpretação dos Resultados**

Não deve existir uma diferença entre pontos consecutivos superior a  $\pm 10\%$ .

### **6.2.2.12 Sensitometria**

#### **1. Instrumentação (MOTA, 1997; BUSHONG, 1993)**

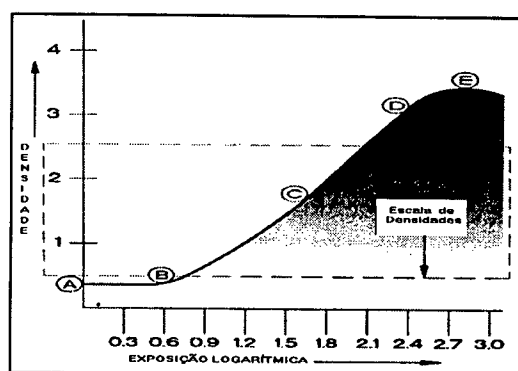
- Cunha de alumínio com degraus denominado também de penetrômetro;
- Densitômetro (dispositivo que possui uma fonte de luz enfocada num orifício puntiforme e um sensor de luz colocado ao lado oposto ao filme). Na Figura 6-13 pode-se visualizar a cunha de alumínio no extremo direito.



*Figura 6-13 - Equipamentos para teste, cunha de alumínio (cortesia Física Médica do HCPA).*

## 2. Metodologia

Uma das formas de verificar a resposta do écran e do filme é a utilização do método da sensitometria, que consiste na medição da resposta característica de um filme exposto a diferentes intensidades de radiação. É normalmente mostrada por um gráfico que traz a relação entre a quantidade de exposição e a densidade resultante do filme, conhecido como Curva Característica, Curva Sensitométrica ou Curva de Hurter & Driffield (H&D), conforme pode ser vista na Figura 6-14.



*Figura 6-14 - Curva Sensitométrica (BUSHONG, 1993).*



Se todo processo de formação da imagem estiver funcionando adequadamente, mas a processadora de filmes ou a câmara escura não estiverem em boas condições, as imagens terão qualidade inadequada, implicando em repetição de exames, quando, tanto o operador quanto o paciente receberão doses desnecessárias além do gasto de material e de tempo. Se não existir um programa de controle de qualidade, erros tanto no processamento de filmes quanto nas condições ambientais podem levar a mais de 35% de repetições nos exames.

### 6.2.3 Procedimentos de ensaios em Radiologia Diagnóstica Odontológica

Existem alguns testes que devem ser realizados para verificação das condições de trabalho em radiologia odontológica.

#### 6.2.3.1 Medição do diâmetro e alinhamento do campo

O dentista pode fazer os testes para verificação se diâmetro e alinhamento de campo estão dentro das normas de proteção radiológica (MOTA, 1994).

#### 1. Procedimento

- Juntar quatro filmes periapicais lateralmente, formando uma área de 6 x 8 cm<sup>2</sup>;
- Posicionar o localizador perpendicularmente ao plano do filme, encostando suas extremidades, centralizando o filme no eixo central do localizador;

- Selecionar um tempo de exposição entre 0,2 e 0,5 segundos;
- Expor e revelar os filmes;
- Montar os filmes revelados e medir o diâmetro da zona enegrecida que corresponde ao campo de radiação;

## **2. Interpretação dos resultados**

O campo deve estar centralizado nos filmes e deve ser homogêneo, com diâmetro igual ao diâmetro interno do localizador, caso contrário providenciar o reparo do equipamento sob teste.

### **6.2.3.2 Estimativa da filtragem**

O dentista pode observar se existe uma lâmina de alumínio junto ao diafragma, o que determina o feixe útil de radiação. Caso não seja possível observar a espessura da lâmina, deve ser seguido o seguinte procedimento de ensaio:

#### **1. Procedimento de Ensaio**

- Determinar camada semi-redutora do feixe de Raios X;

Para esta medição pode ser usada uma caneta dosimétrica ou câmara de ionização com leitura integrada, expondo-a sob uma filtração adicional de 0,1,2 e 3 mm de Alumínio.

- Plotar em um gráfico e encontrar a espessura que corresponda a 50 % da intensidade, medida sem filtro adicional.

A interpretação do resultado é semelhante à indicada no item 6.2.2.5.

#### 6.2.3.3 Processamento do filme

É necessário que o equipamento que revelará o filme possua:

- Controle de temperatura do banho revelador;
- Velocidade constante do mecanismo de transporte do filme, quando o processamento for automático;
- Troca constante de água para lavagem do filme, evitando assim a descoloração química;
- Iluminação adequada na câmara escura, onde a cor da lanterna de segurança deve ser adequada ao tipo de filme que está sendo utilizado.

**Observações:** O processo de revelação manual, pelo qual o dentista revela seus filmes dentro de uma caixa vermelha, pode deixar passar iluminação se não houver uma filtragem adequada da luz. Os filtros nas câmaras escuras são especiais e permitem que passe apenas luz vermelha ou âmbar (comprimentos de onda onde os filmes têm pouca sensibilidade). A lâmpada deve ter no máximo 15 W e os filmes devem ser manipulados a mais de 1 m de distância.

#### 6.2.3.4 Teste de velamento na câmara escura.

##### 1. Procedimento

- Irradiar um filme periapical a uma distância de 30 a 40 cm, com um curto tempo de exposição (como por exemplo 0,1 s);
- Deve-se abrir o filme e colocar uma moeda sobre a superfície por um período de 5 minutos. Isto deve ser feito dentro da câmara escura;
- Revelar o filme.

##### 2. Interpretação dos resultados

Se aparecer a imagem da moeda após a revelação, significa que está entrando luz na câmara escura, sendo portanto imprópria para uso. Para isto deve-se verificar o ponto de entrada de luz e vedá-lo.

#### 6.2.4 Ensaios para EPIs

Os aventais e luvas de chumbo devem ser testados a cada seis meses. Deve ser observado se estes equipamentos possuem fendas, rachaduras, bolhas ou outros sinais de desgaste. Se existir uma pequena rachadura, deve-se juntar as bordas com uma forte fita adesiva. Então, colocar a área danificada sobre um cassete (suporte para o filme radiográfico), aplicando a técnica radiográfica para pulso pósterio-anterior.

Processar o filme e procurar por uma linha escura, que deverá indicar proteção incompleta. Se for observada qualquer falha nestes EPIs, depois da “tentativa de conserto”, eles devem ser eliminados assim que houver outro para reposição (WHO, 1994).

Se a fluoroscopia for disponível, cada item deve ser testado usando o fluoroscópio, as falhas serão vistas imediatamente. Esta é uma boa forma de testar itens com dupla camada, como luvas, que devem ser expostas em diversos ângulos.

Alguns tipos de aventais de chumbo possuem uma capa de plástico externa e a borracha plumbífera não é visível. Elas devem ser cuidadosamente apalpadas procurando irregularidades. Em caso de dúvidas expor o EPI aos Raios X. Algumas luvas plumbíferas possuem coberturas removíveis que devem ser retiradas antes da realização dos testes (BUSHONG, 1993; WHO, 1994; Sociedade Paulista de Radiologia, 1995).

## **7. PROGRAMAS DE QUALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**

O objetivo de um programa de qualidade é garantir uma qualidade adequada para obtenção de informação diagnóstica, com menor custo e mínima exposição do paciente às radiações (NOGUEIRA, 1996).

Este programa envolve análises críticas do sistema de produção da imagem, fiscalização das instalações e ambiente, a administração do serviço e pessoal, o conhecimento da tecnologia utilizada, o comportamento das pessoas envolvidas com a atividade de radiologia diagnóstica e treinamento dos profissionais. É importante salientar que sem um comprometimento de toda a instituição este programa não trará o resultado almejado, não havendo economia de materiais, como filmes radiográficos e reagentes químicos utilizados no processamento de filmes, o que permite, também, a otimização do tempo utilizado pelo pessoal envolvido, já que o número de radiografias é reduzido. O acompanhamento e treinamento de técnicos em radiologia permite a integração do grupo com todo o processo, possibilitando a identificação das falhas na sua própria formação, que com treinamentos apropriados, podem ser resolvidas.

O primeiro passo para a implantação de um programa de qualidade é o estabelecimento das linhas de base que refletirão o “estado do estabelecimento” (quais as condições dos equipamentos, instalações, documentação, etc) antes da implantação do sistema de controle da qualidade e, posteriormente, verificar o impacto causado pelo programa na melhoria do serviço como um todo.

## 7.1 ESTRUTURA DE UM PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA

Um programa de qualidade afeta diretamente as pessoas e começa desde a chegada do paciente ao balcão solicitando informação, a recepção do paciente e a preparação do mesmo para a realização do procedimento radiológico. É importante saber se o exame é adequado ao paciente, e caso seja, saber se o paciente foi instruído antes do exame da melhor maneira de fazê-lo (como permanecer imóvel, e na posição indicada pelo técnico, alertar em caso de gravidez, etc). Deve ser analisada a interpretação das imagens obtidas, verificar se coincide com o que o médico havia anteriormente diagnosticado, tarefa esta designada ao médico radiologista. Todas as informações quanto ao paciente devem ser arquivadas em local de fácil acesso. Essas atividades são de responsabilidade de toda equipe do departamento de radiologia, mas sobretudo do técnico radiologista, encarregado de empregar a técnica ao paciente. Se esta não for adequada, haverá a necessidade de repetição de exames.

O operador da câmara escura também tem responsabilidade neste processo, pois se não fizer um processamento correto, a imagem pode ser perdida ou deteriorada.

A garantia da qualidade é composta por um sistema de operações que permitem fazer tanto a identificação, a avaliação e a solução de forma confiável, de qualquer item que possa comprometer a qualidade final de um produto (COSTA, 1997; BUSHONG, 1993).

Este programa também implica em técnicas e atividades aplicadas ao setor produtivo e de prestação de serviços, que garantam que requisitos de eficiência sejam satisfeitos. O controle da qualidade começa com a verificação do estado dos equipamentos de Raios X, continua com a verificação rotineira das dependências e equipamentos de revelação de imagem e é concluído com a análise específica de cada imagem, objetivando identificar os artefatos, determinar suas causas, e reduzi-los em exames posteriores (BUSHONG, 1993).

Um programa de qualidade em radiologia diagnóstica tem os seguintes componentes básicos: monitorização da exposição à radiação, avaliação do equipamento e ambiente radiográfico, qualidade da técnica radiográfica, armazenamento e manipulação do filme, cuidados na combinação filme-écran, cartas técnicas e análise das taxas de repetição, treinamento, manutenção de rotina, sensitometria e monitorização da câmara escura (os dois últimos foram discutidos no capítulo 6) (COSTA, 1997; BUSCHONG, 1993).

#### 7.1.1 Monitoração da exposição à radiação

É necessário que os serviços de radiologia empreguem sistemas de proteção aos usuários, fazendo um acompanhamento da exposição ocupacional acumulada pelos seus trabalhadores. Podem ser utilizados dosímetros ou filmes para fazer esta monitorização e os resultados fornecidos periodicamente. Também deve ser feita a monitorização ambiental dos níveis de radiação nas imediações da sala onde está instalado o equipamento.



### 7.1.2 Avaliação do equipamento e ambiente radiográfico

Os equipamentos e ambientes em que ocorrem procedimentos com radiação ionizante, devem ser calibrados periodicamente.

Organizações como o *American College of Medical Physics* (ACMP) e a *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM) têm desenvolvido programas de controle de qualidade para radiografia e outras modalidades de diagnóstico visual. A Tabela 7-1 mostra os testes já apresentados no capítulo 6, com sua frequência recomendada (BUSHONG, 1993; BORRÁS, 1997).

*Tabela 7-1 - Partes de um programa de controle de qualidade para equipamentos radiográficos (BUSHONG, 1993; VELASQUES, 1994; WHO, 1994).*

Medições	Frequência	Tolerância
Filtragem	Anual	$\pm \geq 2,5 \text{ mm Al}$
Colimação	Semestral	$\pm 2\% \text{ da DFF}$
Tamanho do ponto focal	Anual	$\pm 50\%$
Tensão de pico Radiografia Comum Mamografia	Anual	$\pm 4 \text{ kVp}$ $\pm 1 \text{ kVp}$
Reprodução da exposição	Anual	$\pm 5\%$
Precisão do tempo	Trimestral	$\pm 5\% > 10 \text{ ms}$ $\pm 20\% < 10 \text{ ms}$
Linearidade da corrente	Anual	$\pm 10\%$

Semestralmente também devem ser verificados os aspectos:

- Integridade dos EPI's, constatando se há alguma marca quando se faz uma radiografia ou fluoroscopia do material;

- Medição da radiação de fuga do cabeçote protetor. Para isto, utiliza-se uma câmara de ionização, fazendo-se pelo menos, duas leituras a 1 m do tubo com colimador fechado;
- Devem ser feitas avaliações como: índice de rejeição de radiografias, contato tela-filme, integridade das telas e chassis, condições dos negatoscópios e sistema de aterramento.

Além disso, semanalmente devem ser verificadas a temperatura do sistema de processamento e a sensitometria, onde constrói-se a curva característica do filme (relação entre a densidade ótica, grau de escurecimento do filme e exposição).

### 7.1.3 Qualidade da técnica radiográfica

Quando se discute qualidade da técnica radiográfica, o interesse está na reprodução das estruturas dos tecidos no filme radiográfico ou em outros receptores de imagem. Alguns destes fatores relacionam-se mais diretamente com o posicionamento radiográfico.

A técnica radiográfica descreve como a combinação de ajustes selecionados no painel de controle da máquina de Raios X pode produzir um efeito desejável na radiografia. Esta técnica pode ser descrita nos seguintes fatores:

- Fatores de técnica de exposição;
- Características do paciente;
- Fatores de qualidade da imagem.

Esses fatores proporcionam ao técnico meios específicos e ordenados para produzir, evoluir e comparar as radiografias. O conhecimento de cada um desses fatores é essencial para obtenção de imagens de qualidade.

Os três fatores de exposição para controle básico do contraste, densidade e nitidez da imagem, são o nível de tensão (quilovoltagem-kVp), nível de corrente (miliamperagem-mA) e tempo de exposição (segundos-s). A tensão controla a qualidade ou a capacidade de penetração do feixe de Raios X. A corrente e o tempo geralmente são combinados em miliampere-segundos (mAs) como fator primário controlando a quantidade de Raios X do feixe.

Os fatores de qualidade da imagem devem ser conhecidos por todos os radiologistas para que obtenham a melhor imagem possível. Esses fatores são: densidade, contraste e detalhe.

### **1. Densidade Radiográfica**

A densidade radiográfica pode ser descrita como o grau de enegrecimento da radiografia concluída. Quanto maior este grau, maior a densidade e menor a quantidade de luz que atravessará a radiografia quando colocada frente a um negatoscópio ou de um foco de luz. A densidade radiográfica varia com o quadrado da distância, mas como geralmente a distância é padrão, é utilizada a carga transportável (mAs) como variável para aumentar ou reduzir a densidade radiográfica. Uma regra que geralmente é usada para correção de uma sub ou

superexposição é a duplicação do mAs ou redução à metade, respectivamente, mantendo os outros fatores constantes.

## **2. Contraste**

O contraste é a diferença de densidade em áreas adjacentes de uma radiografia ou outro receptor de imagem, podendo ser definido como a variação na densidade (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980; MONNIER, 1981).

O objetivo do contraste é tornar os detalhes anatômicos de uma radiografia mais visíveis. As radiografias com contraste muito grande (escala curta) freqüentemente fornecem informações insuficientes, e uma radiografia de escala longa demonstra um maior número de informações diagnósticas.

Uma regra geral simples diz que um aumento de 15% na tensão produz um aumento da densidade semelhante ao produzido pela duplicação da relação corrente versus tempo. Isto é importante quanto à proteção radiológica porque quando a tensão é aumentada, a corrente pode ser significativamente reduzida, resultando em menor radiação para o paciente.

## **3. Detalhe ou definição da radiografia**

O detalhe registrado pode ser definido como a nitidez das estruturas na radiografia. Isto é verificado pela clareza das finas linhas estruturais e pelos limites de tecidos ou estruturas visíveis na imagem radiográfica. A insuficiência de detalhes

ou definição chama-se borramento ou ausência de nitidez. O movimento é o maior problema na obtenção de uma melhor nitidez da imagem relacionada ao posicionamento. O tamanho do ponto focal é outro fator que influencia nos detalhes. Quanto menor este valor menor o borramento geométrico.

#### 7.1.4 Cuidados no armazenamento e manipulação do filme

O filme de Raios X é sensível a elementos como luz, Raios X, Raios gama, vários gases, vapores, calor, umidade, pressão e tempo. A forma mais produtiva de utilização do filme de Raios X é aproveitar sua sensibilidade para o registro de imagens. Por isso, é importante que o armazenamento e manuseio do filme sejam tais, que não sensibilizem o filme enquanto não for necessário (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

A maioria dos filmes são colocados em um envoltório à prova de umidade, empacotados em uma caixa de papelão, de tal forma que não permitam a entrada de ar. Os pacotes de filmes são afetados pelo calor e os abertos, também, pela umidade. Idealmente os filmes virgens devem ser armazenados em locais protegidos da radiação, à uma temperatura entre 10°C a 21°C, não devendo portanto ser armazenados perto de fontes de calor como radiador e tubo de calefação.

Como os filmes são normalmente expostos à radiação natural, é interessante armazenar os filmes de tal forma que os primeiros a serem usados sejam os mais antigos, e que a quantidade seja tal, que permita uma rápida movimentação dos filmes garantindo o tempo de validade. Os filmes devem ser dispostos verticalmente, evitando a possibilidade de marcas de pressão pelo peso de várias caixas e para

facilidade na visualização de sua data. Cuidados devem ser tomados para que quando reveladas, as radiografias sejam armazenadas entre 15 a 27°C, em local bem ventilado.

Os filmes devem ser manuseados cuidadosamente para evitar deformidades físicas causadas por pressão, enrugamento e fricção. Eles não podem ser retirados rapidamente da caixa, do porta filme ou do chassi, ou ser manuseados de maneira que possa ocorrer descarga de eletricidade estática, provocando marcas negras circulares ou ramificadas na radiografia. É importante verificar se o filme e o écran são compatíveis.

#### 7.1.5 Combinação écran-filme

Existem diversos tipos de filmes radiográficos, utilizados em diferentes aplicações. A combinação mais conhecida é a de filme-écran, mas também são encontrados outros tipos de filmes, como (BUSHONG, 1993): filme-tela, filme de exposição direta, filme para mamografia, filme de vídeo e filmes especiais.

A maioria dos chassis são recipientes de metal ou plástico, sendo colocados, em seu interior, camadas de écran e filme. Um problema que surge frequentemente é o contato deficiente entre écran e filme devido à retenção de bolsas de ar na interface quando o chassi é fechado (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980). Estas bolsas podem surgir de irregularidades nos écrans e chassi que, por sua vez, podem ter sido causadas por dano e uso. Pode-se contornar provisoriamente o problema colocando acolchoados de papéis de várias espessuras de forma a alisar estas

irregularidades, mas estas mudanças não são definitivas além de serem um tanto trabalhosas. Mesmo que não existam irregularidades nos chassis, estes, ao serem fechados podem reter ar, que com o passar do tempo vazarão para fora. Vê-se, então, que é vantajoso, se possível, carregar o chassis com uma certa antecedência antes do uso, pois seriam evitadas deficiências na aparência da imagem. Quanto maior a distância entre filme-écran, maior o caminho que a luz terá que percorrer antes de atingir o filme, sendo maior a difusão lateral, que tende a borrar a imagem tornando-a menos nítida.

Nem sempre é percebida a deterioração do contato écran-filme. Por esta razão um programa regular de inspeção deve ser mantido (EASTMAN KODAK COMPANY, 1980).

#### 7.1.6 Cartas técnicas e análise das taxas de repetição de exames

Aproximadamente 70% das repetições de exames radiográficos são causadas por radiografias claras ou escuras demais. Esses problemas ocorrem ora devido ao processamento em câmara escura, ou em grande parte, devido à escolha indevida de técnicas radiográficas. Se existirem procedimentos sistemáticos para realização de uma radiografia em uma instituição, conhecidos como cartas técnicas, pode-se reduzir cerca de 25% das taxas de repetições (COSTA, 1997).

O controle da taxa de repetições de exames faz parte de um programa de controle de qualidade, em que pode-se evidenciar o motivo da perda de filmes.

Consegue-se detectar problemas, como: erros de posicionamento, densidade muito clara ou muito escura, filme branco e movimento do paciente.

Uma forma fácil de identificar a diferença entre um departamento que possui um Programa de Controle de Qualidade e outro que não possui é estudando o número de radiografias rejeitadas, o grau de economia gerado pelo programa.

Em hospitais em que não existe documentação, tampouco um Programa de Controle de Qualidade, torna-se difícil obter os dados acima mencionados. Infelizmente esse é o caso dos hospitais públicos do estado de Santa Catarina, onde o programa ainda não foi implantado. Existe uma falta muito grande de equipamentos, materiais de consumo e há pouco investimento em qualidade.

#### 7.1.7 Atualização Profissional ou Treinamento

Os técnicos devem ser preparados para monitorar e controlar as variáveis do sistema em que atuam, pois sem esta capacidade, não tem sentido a monitorização. A maioria dos equipamentos em todas as áreas tem avançado rapidamente. No caso da radiologia diagnóstica, o número de novos receptores de imagem, a informatização dos equipamentos e atividades, e as novas especialidades em técnicas de obtenção de imagem, mostram a necessidade do departamento de radiologia explorar as novas tendências clínicas e tecnológicas, além das tradicionais (BRITO, 1992).

É importante salientar que bons resultados podem ser obtidos quando houver um comprometimento de todas as pessoas e setores envolvidos, especialmente a



direção da instituição. Dados como redução do número de radiografias rejeitadas, e consequentemente, redução das doses de radiação recebidas por pacientes e corpo técnico fazem com que haja economia de materiais como filmes radiológicos, produtos químicos e energia elétrica necessários para processamento dos filmes. Além de permitirem a otimização do tempo utilizado pelo pessoal envolvido, obtendo-se uma melhor qualidade da imagem que é um dos principais objetivos deste programa. Outro ponto muito importante é o treinamento dos técnicos de radiologia para que exista integração em todo processo de produção. Isto permite que seja identificada a possível existência de alguma falha em sua formação, e possibilita que sejam realizados cursos ou treinamentos em serviço como complementação de sua formação profissional.

Atualmente, existe um programa de qualidade no Hospital de Clínicas de Porto Alegre, onde são realizados levantamentos diários dos filmes radiográficos rejeitados, bem como outros testes para verificar a calibração do equipamento (BACELAR, 1996). No estado de São Paulo, existe uma legislação (Resolução SS-625), que exige que programas de qualidade passem a ser implementados compulsoriamente em clínicas radiológicas.

De qualquer forma, a realidade brasileira dificulta a definição de padrões adequados, ou a criação de leis que estabeleçam como deve ser uma estrutura de qualidade em radiologia diagnóstica. A realidade é bastante diferenciada dentro do próprio país em que a rede pública possui equipamentos obsoletos e operadores sem treinamento, além de existir uma grande rotatividade de pessoal. Enquanto as clínicas particulares, que concorrem entre si, normalmente possuem equipamentos mais modernos e mais eficientes, possibilitando maior rapidez nas operações.

Nas Américas, apenas nos EUA e na Argentina foram instituídos programas oficiais de controle de qualidade em mamografia. Nos outros países, são feitos apenas testes para verificar as condições de funcionamento eficazes e seguras dos equipamentos radiológicos, os quais denominam-se controle de qualidade (BORRÁS, 1997).

O Programa de Qualidade envolve vários profissionais, pois engloba o custo da produção e qualidade das imagens. O radiologista deverá exigir a melhor qualidade possível de imagem, e a pessoa que representa o sistema de controle da qualidade, deverá informar quais os limites de seu sistema para produção da imagem. Deve então existir um equilíbrio entre custo *versus* qualidade.

A atualização profissional ou treinamento dos operadores deve ser feita de forma continuada. É importante incentivar os profissionais para que participem ativamente do programa de qualidade e que exista comunicação também com as equipes de manutenção corretiva e preventiva da instituição de saúde, onde os parâmetros de desempenho dos equipamentos podem ser avaliados conjuntamente.

Baseado nas referências (BUSHONG, 1993; BONTRAGER, 1996), e na experiência adquirida no desenvolvimento deste trabalho, uma sugestão de currículo mínimo para um técnico radiologista deverá conter:

- Conceitos de radiação;
- O átomo;
- Tipo de radiação ionizante;

- Princípios de Eletrônica;
- Conhecimentos Biológicos;
  - Princípios de Anatomia geral, sistêmica e esquelética;
  - Efeitos da radiação ionizante;
- O equipamento de Raios X;
- Geração e emissão dos Raios X;
  - Interação dos Raios X com a matéria;
- Formação da Imagem;
- Filme radiográfico;
- Écrans e Intensificadores de Imagem;
- Conhecimentos de termos como densidade, contraste, distorção;
- Dispositivos que restringem o feixe de Raios X (colimadores, grades);
- Qualidade radiográfica;
- Técnicas radiográficas e princípios de posicionamento;
- Ética médica;
- Técnicas especiais ( tomografia, fluoroscopia, mamografia, etc);
- Noções de qualidade da imagem;
- Procedimentos de proteção radiológica.

### 7.1.8 Manutenção de rotina

Devido aos danos causados pela radiação ionizante, aos custos devido à manutenção e à compra de equipamentos de radiologia diagnóstica, sugere-se que exista um programa de manutenção de rotina que pode ser executado pelo próprio operador de forma a reduzir os desperdícios financeiros e sociais. A Tabela 7-2 mostra uma rotina regular de limpeza e verificação, que pode ajudar a manter o equipamento sempre em funcionamento e possibilita a detecção de falhas (WHO, 1994).

*Tabela 7-2 - Manutenção de Rotina (WHO, 1994).*

	Diária	Semanal	Mensal	Semestral	Anual
Sala de Raios X	Limpeza do piso, mesa e controles do equipamento	Verifique os equipamentos de incêndio. reponha o estoque de materiais de consumo	Limpe os trilhos (se existir)	Checagem das partes móveis do equipamento. Limpeza dos freios mecânicos. Alinhar o colimador. Verificar a saída do gerador com uma escada de teste ( <i>step-wedge</i> ). Checar o tempo. Checar os EPI's	Checar os cabos. Checar o tubo de Raios X e o transformador para sinais de vazamento de óleo. Checar os cabos de aterramento.
Câmara Escura	Verificar a temperatura, pressão da água, o nível do revelador e fixador. Verificar o fluxo dos químicos e se os filmes foram corretamente processados, limpos e secos.	Limpeza dos rolos da processadora e chão	Limpe os tanques do revelador e fixador com escova próprias	Limpeza dos écrans. Checagem do contato tela-filme	
Equipamento de Raios X móvel	Limpeza, checagem de bateria (se existir) e cabo de conexão.				

## **8. DISCUSSÕES E CONCLUSÕES**

Conclui-se, com este estudo, a grande necessidade de informar a população dos possíveis efeitos biológicos inerentes à utilização de Raios X diagnóstico, visando minimizar os riscos e maximizar os benefícios desta prática, já que, em geral, não existe conhecimento destes efeitos.

O equipamento de Raios X é complexo, pois inclui um número muito grande de módulos, controles, número de peças, além de trabalhar com alta tensão. Percebe-se, na atualidade, que o número de profissionais qualificados que prestam manutenção a este tipo de equipamento é restrito na região de SC.

O cuidado no processamento do filme é fator determinístico na redução da repetição de radiografias. O número de filmes perdidos deve-se à falta de qualidade no processamento, como mistura dos químicos mal feita, a má seleção do químico, a falta de limpeza tanto da processadora, quanto dos rolos e ambiente, e a falta de controle da temperatura, o que influencia no resultado final.

A necessidade de controle do nível de exposição fica evidenciada quando se tem conhecimento dos danos causados pela radiação ionizante. A fixação de cartazes e anúncios em televisão, jornais e nos estabelecimentos de saúde identificando os danos e cuidados possíveis seria uma alternativa inicial.

Existem vários instrumentos no mercado para verificação dos equipamentos de Raios X diagnóstico, bem como das condições do ambiente radiológico. Estes instrumentos diferem em tipo, tamanho, modelo e número de funções; sua aquisição deve ser feita mediante uma análise de mercado. Devido à

inexistência de uma norma de proteção radiológica específica para o país, sugere-se a utilização da Resolução SS-625 do Estado de São Paulo.

É possível criar um Programa de Controle da Qualidade, mas para isso é necessário uma estrutura competente para fiscalizar, bem como técnicos, radiologistas e outros profissionais, envolvidos com o público e processamento da imagem, cientes do seu compromisso junto à comunidade.

Verificou-se a dificuldade da Vigilância Sanitária do Estado de Santa Catarina em realizar suas tarefas, devido à indisponibilidade de equipamentos básicos e fundamentais para verificação das mínimas condições exigidas por lei.

Nas visitas técnicas realizadas em diversos hospitais de SC, percebeu-se que as recomendações quanto à proteção não são obedecidas; as construções e instalações não estão de acordo com as mínimas condições de segurança exigidas. Devido à falta de investimentos na área de saúde ficam evidenciadas situações críticas, como por exemplo a falta de qualidade de materiais adquiridos, provavelmente em função da atual política de compras no setor público, levando pacientes, funcionários e os próprios setores do hospital a condições inadequadas e desnecessárias.

A recomendação das portas permanecerem fechadas durante o disparo e a existência de um sinalizador externo identificando o momento de disparo é algo que fica apenas no papel. Outro ponto interessante observado nas visitas aos hospitais é a posição e altura das janelas na sala de radiologia. Neste sentido visitou-se um hospital em que as janelas nestas salas estavam, aproximadamente a, 1,5 metros do chão e comunicavam com um corredor por onde as pessoas passavam constantemente.

Devido aos químicos que se concentram numa sala de revelação, existe a necessidade da instalação de um sistema de exaustão de gases ou ventilação. Mas isto

não ocorre em todos os hospitais, identificou-se um caso em que o operador fica submetido durante horas a temperaturas superiores a 35°C.

A Resolução SS-625, do Estado de São Paulo, estabelece que para desativação de um equipamento de Raios X deve ser dada baixa de responsabilidade técnica e seu destino deve ser notificado. O que observa-se hoje, nos hospitais, é que os equipamentos de Raios X são jogados como sucata, e que ninguém tem controle de quando deixaram de funcionar ou para onde foram destinados.

Os centros cirúrgicos e unidades de terapia intensiva devem dispor de tomadas específicas com indicação de utilização para equipamentos de Raios X, não sendo esta a realidade em todos os hospitais visitados.

Igualmente registrou-se a falta absoluta de um conjunto completo de equipamentos de proteção individual (EPI's). Na maioria existia apenas o avental plumbífero, alguns dos quais fora de condições de uso. Luvas, óculos, protetor de tireóide são dificilmente encontrados. Os EPI's devem ser guardados em cabides especiais, e se estes não existirem, devem permanecer esticados de forma que não haja dobras. Pôde-se observar algumas vezes os cabides vazios, e os aventais de chumbo jogados, dobrados e sujos, conseqüentemente estes EPI's perdem suas características de proteção, pois, se rachados, permitirão a passagem da radiação sem barreira alguma.

Quando se trata de radiologia diagnóstica, fica bastante evidente a necessidade de um profissional ou uma equipe responsável pela qualidade dos serviços, pois o grande número de exposições desnecessárias é devido à falta de treinamento do pessoal técnico, falta de monitorização dos equipamentos, o desconhecimento do correto processamento do filme radiográfico, bem como de seu manuseio.

Um outro problema detectado, foi que, nas instituições de saúde, equipamentos não são utilizados conforme especificação do fabricante, quanto às condições de trabalho de seu produto. A não obediência destas recomendações, pode trazer prejuízos ao equipamento, aos pacientes e à instituição responsável pelo equipamento.

A demora para instalação de certo equipamento em um setor, é um problema que muitos hospitais passaram e ainda passam, ocorrendo até após o término do prazo de garantia do equipamento, sem que este seja instalado. Existem hoje, nos hospitais, salas de Raios X paradas, equipamentos parados, equipamentos instalados mas não utilizados, por falta de gerenciamento e suporte financeiro.

Não é aconselhável adquirir um equipamento, sem que esteja pronta a sala onde será instalado. Se não existir uma sala blindada, ventilada com dimensões adequadas, é antieconômico adquirir equipamento, pois o simples fato deste permanecer “desligado” durante um longo período de armazenagem, pode danificá-lo, ou até mesmo perder a garantia de instalação. Deve-se prever o que é necessário em uma sala para revelação, e todo ferramental necessário para seu funcionamento, como processadora, tanques para químicos, abastecimento de água, pessoal para operação, suprimento de filmes radiológicos.

Para que o trabalho de gerenciamento das unidades de radiologia diagnóstica seja ideal, é necessário que haja uma fiscalização permanente do setor. Para tal, são necessários profissionais de engenharia clínica com conhecimento das normas vigentes no país para fiscalizar os equipamentos e o ambiente, como por exemplo os



limites de doses e a calibração do nível de corrente e tensão dos equipamentos de Raios X.

Um dos pontos críticos num hospital é a falta de treinamento do pessoal. As pessoas operam equipamentos sem saber exatamente o que estão fazendo, ou o que deveriam fazer. O que sabem é devido a informações que recebem dos profissionais mais antigos, que também receberam treinamento de outros operadores ainda mais antigos e, com isso, a informação fica cada vez mais distorcida. Nas visitas feitas a alguns hospitais de cidades do Estado de Santa Catarina, especificamente no setor de radiologia, viu-se o desconhecimento de alguns profissionais da necessidade de proteção e dos danos devido às radiações ionizantes e de outros, a preocupação e dúvida quanto a sua proteção. Infelizmente esta é uma realidade no estado.

O aperfeiçoamento de técnicos, usuários e médicos radiologistas é primordial para que seja possível criar, num estabelecimento de saúde, um programa de qualidade. Portanto é importante que estes profissionais tenham noções mínimas de física, anatomia, eletrônica e proteção radiológica, com graus diferenciados de conhecimento (conforme necessidade), para compreender o princípio de funcionamento da aquisição da imagem.

Outro fator crítico é que existem profissionais que estão tão adaptados à sua forma de trabalhar que não admitem questionamento quanto à qualidade e segurança de seus serviços, recusando-se a participar de treinamentos voltados à sua capacitação profissional.

Deve ser programada a capacitação de recursos humanos frente às novas tecnologias, pois, sem um treinamento adequado, podem existir erros de operação,

interpretação ou sub-utilização dos equipamentos. A constante mudança de pessoal, principalmente na área pública, exige treinamento continuado. Este treinamento pode ser feito por fabricantes, vendedores, equipes externas de professores, engenheiros clínicos, radiologistas ou físico médico, no caso de radiologia diagnóstica. E pode ser feito através de aulas expositivas, práticas, participação em congressos, visitas a outros centros que desenvolvam o mesmo trabalho. Do levantamento realizado nos hospitais de Florianópolis, verificou-se que aproximadamente 13 % dos operadores não realizaram cursos de especialização na área em que atuam, 25 % realizaram cursos e quanto ao restante não se obteve esclarecimento de sua formação.

Um caso crítico observado nos hospitais é a falta de zelo dos profissionais da câmara escura pelo ambiente em que atuam. O procedimento mínimo necessário para o funcionamento correto deste ambiente não é obedecido.

Por fim, este trabalho pretendeu vir ao encontro da necessidade criada pela ampla utilização dos equipamentos de Raios X para diagnóstico, em que o estudo das vantagens de sua utilização e o possível controle dos danos provocados por esta técnica tornam-se de interesse dos profissionais em radiologia diagnóstica e das pessoas que dela fazem uso.

## 8.1 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Como primeira sugestão de trabalho futuro, pode ser proposta a implementação dos testes apresentados neste trabalho, para que possa ser realizado um estudo das principais falhas nos procedimentos em radiologia diagnóstica. Para isso existe inicialmente a necessidade de ser feita uma pesquisa de mercado referente ao

custo dos equipamentos utilizados para os testes especificados, bem como gerar fichas padrões de acordo com a realidade de cada instituição em estudo.

Outra sugestão é a criação de um sistema de apoio à decisão, que indique de acordo com a falha de funcionamento encontrada, a localização do problema no equipamento de raios X diagnóstico.

Devido à indisponibilidade de equipamentos de ensaios no Estado de Santa Catarina, sugere-se a montagem de um laboratório de ensaios em Radiologia Diagnóstica, onde possam ser utilizados os procedimentos aqui desenvolvidos.

## **ANEXO A**

**Registro das Condições e Controle das Salas de Raios X e Câmara Escura**

### ***Instituição***

Número da instituição  
Nome da instituição  
Setor  
Categoria  
Endereço  
Responsável  
C.G.C

### ***Aparelho***

Fabricante  
Modelo  
Número  
Mobilidade  
Fase  
Retificação

### ***Inspeção do aparelho***

Técnica utilizada  
Componentes do aparelho  
Medições realizadas

### ***Tubo***

Aparelho  
Fabricante  
Modelo e número  
Posição em relação à mesa  
Movimentação  
Cabeçote : fabricante/modelo e número  
Sistema de colimação: fabricante/modelo/número  
Filtração inerente (mmAl)

### ***Sala***

#### **Identificação das irregularidades:**

- Compatibilidade entre projeto e instalação
- Sinais de advertência
- Passador de filmes
- Visão do operador
- Escurecimento para uma sala de fluoroscopia convencional

- Exames simultâneos na mesma sala
- painel de comando modificado em relação ao padrão de fabricação
- indicação junto ao painel de comando que não estão funcionando
- estado dos cabos
- marcação de posição do foco no cabeçote

### **Irregularidades de procedimento**

- Utilização do sistema de colimação
- Portas mantidas fechadas durante realização do exame
- Permanência de pacientes na sala de exames
- PCQ
- Comprimento do cabo do disparador inferior a 2 m
- Câmara escura
- Dosimetria pessoal

### **Anexos com todos os dados de testes para cada sala**

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- ALDRED, Martha A . Normas de Controle de Qualidade no Estado de São Paulo. II WORKSHOP em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos 04/11/1997. Centro de Vigilância Sanitária - CVS , Secretaria de Estado da Saúde de São Paulo: São Paulo, 1997.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS-ABNT. **Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança, NBR IEC 601-1.** Rio de Janeiro, 1994.
- ASTON, R. **Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement** Merrill. New York: Publishing Company, 1990. p. 445 - 488.
- BACELAR, A. et al. **Atuação do Físico Médico nos Serviços de Radiologia, Hemodinâmica e Unidade de Bloco Cirúrgico no Hospital de Clínicas de Porto Alegre.** Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde. Volume 1. Campos do Jordão, 1996. p. 391 - 392.
- BITELLI, Tomás. **Dosimetria e higiene das radiações.** São Paulo: Grêmio Politécnico, 1982.
- BONTRAGER, Kenneth L. **Tratado de Técnica radiológica e base anatômica.** 3º edição. Rio de Janeiro, 1996. p. 1 - 43
- BORRÁS, Cari. **Control de Calidad en América Latina y en el Contexto Mundial.** Anais do II Workshop em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos. São Paulo, IEE-USP, 1997. p. 15 - 20.
- BRAMATI, I. E. et al. **Monitoramento e Avaliação de uma Câmara Escura.** Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde. Volume 1. São Carlos, 1996. p. 393 - 394.

- BRITO, L.F.M e MARTINS, M.C. Treinamento: Equipamento Médico versus Engenharia Clínica. **Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**. Caxambu, MG, 1992. p. 413 - 417.
- BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering - Handbook**. Florida: CRC Press, 1995. p.953 - 1005.
- BRONZINO, Joseph D. **Biomedical Engineering and Instrumentation. Basic Concepts and Applications**. Boston: PWS Publishers, 1986. p. 387 - 429.
- BRONZINO, Joseph D. **Management of Medical Technology. A Primer for Clinical Engineering**. Stoneham, MA: Butterworth-Heinemann, 1992. p. 1 - 152.
- BUSHONG, Stewart C. **Manual de radiología para técnicos. Física, biología y protección radiológica**. Quinta edición. Mosby/Doyma Libros, 1993.
- CARR, Joseph J. X Rays and Radiaton. In:\_\_\_\_. **Biomedical Equipment Use, Maintenance and Management**. New Jersey: Prentice-Hall, 1992. p. 156 - 167.
- CEMBER, Herman. **Introduction to Health Physics**. Second Edition. New York : PERGAMON PRESS, 19xx.
- CHO Zang-Hee.; JONES, Joie P.; SNGH, Manbir. **Foundation of medical imaging**. Los Angeles: John Wiley & Songs, Inc, 1993. p. 107 - 164
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR - CNEN. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. CNEN - NE - 3.01. 1988.
- CONTI, Luiz F. **Detectores de Radiação**. Apostila do Curso de Princípios de Radioproteção aplicados a situações de emergência radiológica e de acidente nuclear. Rio de Janeiro: IRD, 1995.



- COSTA, Paulo R. O cenário brasileiro na garantia da qualidade em radiologia. **Anais do II Workshop em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos**. São Paulo, IEE-USP, 1997. p. 11 - 14.
- DAFFNER, Richard H. **Introduction to Clinical Radiology, A correlative approach to diagnostic imaging**. St. Louis, MI : Mosby Company, 1978. p. 3 - 28.
- EISBERG RESNICK. **Física Quântica. átomos, Moléculas, Sólidos Núcleos e Partículas**. 8ª edição. Editora Campos, 1994.
- EASTMAN KODAK COMPANY. **Fundamentos de Radiografia**, 1980.
- GEDDES, L.A & BACKER L.E. **Principles of Applied Biomedical Instrumentation**, 3ª edição. New York: Willy Interscience Publication, 1989. p. 815 - 829.
- GOMES, Roberto A.; LEITÃO, Álvaro C. **Radiobiologia e Fotobiologia, Fundamentos Biofísicos do uso das radiações em medicina**, v.1 e 2. Rio de Janeiro, 1986.
- HOXTER, Erwin A. **Introdução à técnica radiográfica**. Siemens AG. São Paulo: Editora Edgard Blucher Ltda. Agosto 1977.
- KERVIN, Larkin. **Introduccion a la física atomica**. Cali : Editorial Norma, 1968. P. 62- 183.
- LIMA, A. A. et al. **Utilização da Sensitometria no Controle de Qualidade de Imagens Radiográficas**. Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde. Volume 1. Campos do Jordão, 1996. p. 395 - 396.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Equipamentos para estabelecimentos assistenciais de saúde. Planejamento e dimensionamento**. Brasília, 1994. p.57

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **DIRETRIZES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO E ODONTOLÓGICO.** Sub-Gerência de Normatização do Grupo Acessor Técnico-Científico de Radiações Ionizantes do Ministério de Saúde (GATC-RI), 1996.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Segurança no ambiente hospitalar: saúde e tecnologia,** Brasília, 1995. P. 32 - 79.

MONNIER, J.P. **Diagnóstico Radiológico.** 2ª edição. Rio de Janeiro: Masson, 1981. p 1 - 40.

MOTTA, Helvécio C. Considerações sobre o controle de qualidade em radiodiagnóstico no Brasil. **Anais do II Workshop em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos.** São Paulo, IEE-USP, 1997. p. 21 - 35.

MOTA, Helvécio C.; ARAÚJO, Anna M. C.; PEIXOTO, João E.; DREXLER, Gunter G. **Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária. A utilização segura da radiografia na prática odontológica.** Rio de Janeiro : Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD, 1994.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS - NCRP. **Medical x-ray and gamma-ray protection for energies up to 10 MeV. Structural Shielding Design and Evaluation.** Report nº 34. Washington, D.C. : NCRP Publications, 1970.

NOGUEIRA, Antônio. **CONTROLE DE QUALIDADE EM CÂMARA ESCURA E PROCESSAMENTO RADIOGRÁFICO.** Rio de Janeiro : IRD/CNEN, 1996.

SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE DE SANTA CATARINA - SES/SC. **NORMA TÉCNICA ESPECIAL. Regulamenta a instalação física e**

**operacional de equipamentos de radiodiagnóstico, nos aspectos relativos à proteção radiológica.** Setor de proteção radiológica centro de vigilância sanitária do Estado de Santa Catarina.

Sociedade Paulista de Radiologia. **NORMAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA. Resolução SS.625. Uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante no âmbito do Estado de São Paulo.** São Paulo, 1995.

OKUNO, Emico.& CALDAS, Iberê L.& CHOW, Cecil. Física para ciências biológicas e biomédicas. São Paulo: Harper & Row do Brasil, HABRA Ltda, 1982. p. 1 - 75.

OVERMAN, Ralph T.& CLARCK, Herbert M. **Radioisotope Techniques.** New York: McGRAW-Hill Book Company, 1960. p. 1 - 97.

PLANAS, Jaume G. Instrumentación para la obtención de imágenes: rayos X y resonancia magnética nuclear. In: POBLET, José M. **Introducción a la bioingeniería. Série: Mundo electrónico.** Barcelona:. MARCOMBO S.A, 1988. p. 137 - 158.

PROFIO, A. Edward. **Radiation Shielding and Dosimetry.** New York : John Wiley & Sons, 1979. p. 254 - 543.

SANTANA, Crismara J. R. **Instalações elétricas hospitalares.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 1996. p. 1 - 157.

SIEDBAND, Melvin P. Medical Imaging Systems. In: WEBSTER, John G. **Instrumentation. Application and design .** Boston, MA: Houghton Mifflin Company, 1992. P. 630 - 688.

SIEMENS. **Curso Básico de Raios X.** UB - MED.

- SQUIRE, Lucy F. & NOVELLINE, Robert A . **Fundamentos de Radiologia**. Quarta edição, Porto Alegre: Artes Médicas, 1992. P. 1 - 42.
- STIMAC, Gary K. **Introdução ao diagnóstico por imagem**. Guanabara Koogan, 1992.
- UNITED NATIONS ENVIRONMENT PROGRAMME - UNEP. **Radiation. Doses, Effects, Risks**. Nairobi : UNEP, 1985.
- VELASQUES, Sílvia.; MOTA, Helvécio. **NOTAS DO CURSO BÁSICO DE LICENCIAMENTO E FISCALIZAÇÃO EM RADIOLOGIA MÉDICA E ODONTOLÓGICA**. Rio de Janeiro : IRD/CNEN, 1994.
- VENEZIANO, Wilson H. **Estudo para dimensionamento de centros regionais de engenharia clínica em Santa Catarina**. (Mestrado em Engenharia Biomédica), Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 1996.
- WEBSTER, John. G.; COOK, Albert M. **Clinical Engineering. Principles and practices**. New Jersey : Prentice-Hall, 1979.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION - WHO. **Maintenance and repair of laboratory, diagnostic imaging, and hospital equipment**. USA, 1994.
- YARMONENKO, S.P. **Radiobiology of Humans and Animals**. Moscow : Mir Publishers, 1988. p. 1 - 275.
- ZUCCARO, Vicente. **Introducción a las Imágenes Médicas**. In: PASSARIELO, Gianfranco; MORA, Fernando. **Imágenes Médicas, Adquisición Análisis Processamiento Interpretación**. Baruta : EQUINOCIO Ediciones de la Universidad Simón Bolívar, Venezuela, 1995. p. 1- 35.